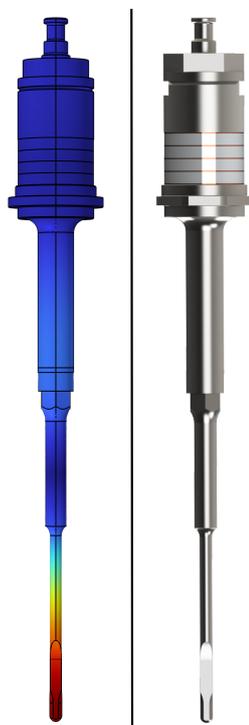




UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS
INSTITUTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

MATEUS SILVA COSTA

TRANSDUTORES ULTRASSÔNICOS DE LANGEVIN PARA APLICAÇÕES MÉDICAS



MACEIÓ - AL
JULHO DE 2024

INSTITUTO DE FÍSICA - UFAL

MATEUS SILVA COSTA

TRANSDUTORES ULTRASSÔNICOS DE LANGEVIN PARA APLICAÇÕES MÉDICAS

Dissertação apresentada no Instituto de Física da Universidade Federal de Alagoas, como requisito necessário para obtenção de título de Mestre em Física.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Araújo
Lopes de Andrade

MACEIÓ - AL
JULHO DE 2024

Catálogo na Fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico

Bibliotecário: Marcelino de Carvalho Freitas Neto – CRB-4 – 1767

C837t Costa, Mateus Silva.
Transdutores ultrassônicos de Langevin para aplicações médicas / Mateus Silva
Costa. – 2024.
74 f. : il. color.

Orientador: José Henrique Araújo Lopes de Andrade.
Dissertação (Mestrado em Física) – Universidade Federal de Alagoas. Instituto
de Física. Maceió, 2024.

Bibliografia: f. [70]-74.

1. Langevin, Transdutores de. 2. COMSOL Multiphysics® (*Software*). 3.
Simulações numéricas. 4. Aplicações da informática médica. 5. Transdutores
ultrassônicos. I. Título.

CDU: 004.4'242:61

Dedico este trabalho aos meus pais, Maria Claudenira e José Correia (em memória), a minha irmã Ana Claudia, e a minha companheira Graça.

Agradecimentos

A Deus, por estar presente em todos os momentos, capacitando-me e abençoando minha vida. Agradeço aos meus pais, Maria Claudenira e José Correia (em memória), por me criarem ensinando os melhores valores e princípios que sempre levarei comigo, pelo amor, incentivo e compreensão que sempre foram transmitidos de forma sincera e especial, por acreditarem em mim sem medir esforços para que eu vivenciasse minha vida da melhor maneira possível.

Agradeço a minha irmã, Ana Claudia pelo carinho e apoio incondicional. A minha companheira de vida, Graça, agradeço por estar ao meu lado em todos os momentos, alegrando meus dias, por me amar e me fazer feliz. Sua presença tem tornado a vida mais leve e tranquila de ser vivida. Sem dúvidas você foi muito importante para que essa etapa acadêmica fosse concluída com êxito, pois nos diversos momentos em que não tinha mais forças para continuar, você me mostrou que eu era capaz de seguir adiante. Obrigado por tudo, meu amor, eu te amo.

Aos amigos e amigas que fiz durante minha vida, seja na UFAL, TLC ou em outros lugares, sou grato pelos momentos de companheirismo, experiências trocadas, resenhas e perrengues que passamos juntos. Vocês são incríveis e especiais, apesar das circunstâncias adversas, de alguma forma foram capazes de tornar os dias mais agradáveis, e, assim, pude seguir firme em busca do meu sonho e vê-lo se tornar realidade. Esta conquista também é de vocês.

A todo o corpo docente do Instituto de Física que foram meus professores, agradeço por todos os ensinamentos e conhecimentos compartilhados durante o período vivenciado como aluno que, sem dúvidas, me proporcionaram uma excelente formação acadêmica. Agradeço ao PPG do Instituto de Física da UFAL Campus A. C. Simões por me acolher e possibilitar minha pós-graduação.

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Henrique Araújo Lopes de Andrade, que desde a graduação vem acreditando no meu potencial, sou grato pelos anos de pesquisa, por me aceitar no Grupo de Acústica e Aplicações (GAAP), pelos conselhos, ensinamentos, experiências compartilhadas, e, claro, pela excelente orientação nesse trabalho.

A CAPES, pelo apoio financeiro durante essa jornada.

“Deus disse: *Eu irei com você e lhe
darei a vitória!*”
(Êxodo 33:14)

Resumo

Os transdutores de Langevin representam dispositivos de alta eficiência capazes de converter energia elétrica em energia mecânica, especificamente convertendo pulsos elétricos em ondas sonoras de ultrassom de alta intensidade no meio circundante. Sua eficácia comprovada, baixo consumo energético e operação ambientalmente amigável têm impulsionado uma variedade de aplicações em diversas áreas nos últimos anos. Essas aplicações abrangem uma ampla gama de atividades, incluindo estampagem e soldagem de tecidos, processos de corte e perfuração, separação de emulsões água em óleo, limpeza ultrassônica e até mesmo em equipamentos hospitalares. Particularmente, em contextos cirúrgicos, é crucial ressaltar que uma série de equipamentos no mercado busca alcançar a excelência na remoção de tumores e procedimentos relacionados à coluna e crânio. Estes dispositivos são desenvolvidos globalmente por empresas líderes como Misonix, Sonopet, CUSA e ARTIS, que se dedicam à criação de sistemas ultrassônicos altamente eficazes para aplicação comercial. O fenômeno central subjacente a esses dispositivos é a geração, crescimento e implosão controlada de microbolhas de gás imersas em líquidos, comumente referido como cavitação acústica. Além disso, as vibrações resultantes dos transdutores desempenham um papel essencial na realização bem-sucedida de procedimentos cirúrgicos. Apesar da complexidade tecnológica envolvida nesses sistemas, o transdutor permanece como o elemento central responsável pela eficiência desses equipamentos. Neste estudo, conduzimos o design e o desenvolvimento de transdutores e seus componentes por meio de simulações numéricas utilizando o software comercial COMSOL Multiphysics®. Em colaboração com a empresa ARTIS Tecnologia, estamos atualmente engajados na criação de novas ferramentas que otimizam o uso do dispositivo ultrassônico em diversas modalidades de tratamento cirúrgico. Em particular, projetamos duas ponteiras que se integram ao transdutor para aplicação em cirurgias envolvendo a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea. A caracterização e validação dos transdutores foram realizadas por meio da comparação experimental da curva de impedância elétrica e do deslocamento e tensão mecânica gerada pelo dispositivo. A condução deste estudo é de suma importância para o avanço das tecnologias ultrassônicas destinadas a aplicações na área médica.

Palavras-chave: Transdutores de Langevin; COMSOL Multiphysics®; simulações numéricas; aplicações médicas.

Abstract

Langevin transducers represent high-efficiency devices capable of converting electrical energy into mechanical energy, specifically converting electrical pulses into high-intensity ultrasound sound waves in the surrounding medium. Its proven effectiveness, low energy consumption and environmentally friendly operation have driven a variety of applications in diverse areas in recent years. These applications cover a wide range of activities, including fabric printing and welding, cutting and drilling processes, separation of water-in-oil emulsions, ultrasonic cleaning and even in hospital equipment. Particularly, in surgical contexts, it is crucial to highlight that a series of equipment on the market seeks to achieve excellence in the removal of tumors and procedures related to the spine and skull. These devices are developed globally by leading companies such as Misonix, Sonopet, CUSA and ARTIS, who are dedicated to creating highly effective ultrasonic systems for commercial application. The central phenomenon underlying these devices is the generation, growth and controlled implosion of gas microbubbles immersed in liquids, commonly referred to as acoustic cavitation. Furthermore, vibrations resulting from transducers play an essential role in the successful performance of surgical procedures. Despite the technological complexity involved in these systems, the transducer remains the central element responsible for the efficiency of this equipment. In this study, we conduct the design and development of transducers and their components through numerical simulations using the commercial software COMSOL Multiphysics[®]. In collaboration with the company ARTIS Tecnologia, we are currently engaged in the creation of new tools that optimize the use of the ultrasonic device in various surgical treatment modalities. In particular, we designed two tips that integrate with the transducer for application in surgeries involving the removal of tumors through bone cutting and scraping. The characterization and validation of the transducers were carried out through experimental comparison of the electrical impedance curve and the displacement and mechanical tension generated by the device. Conducting this study is extremely important for the advancement of ultrasonic technologies intended for applications in the medical field.

Keywords: Langevin Transducers; COMSOL Multiphysics[®]; numerical simulations; medical applications.

Lista de Símbolos

Símbolo	Nome	Unidade (SI)
λ	Comprimento de onda	m
f	Frequência	Hz
T	Período	s
v	Velocidade da onda	m/s
t	Tempo	s
Y_m	Amplitude	m
k	Número de onda	m^{-1}
ω	Frequência angular	rad/s
P	Pressão acústica	Pa
P_0	Amplitude da pressão acústica	Pa
η	Fator de perda	-
Z	Impedância elétrica	Ω
R	Resistência elétrica	Ω
V	Diferença de potencial	V
I	Corrente elétrica	A
X	Reatância elétrica	Ω
X_C	Reatância Capacitiva	Ω
X_L	Reatância Indutiva	Ω
C	Capacitância	F
L	Indutância	H
$j = \sqrt{-1}$	Unidade imaginária	
Z_A	Impedância elétrica	Ω
ρ	Densidade	kg/m^3
T_{AC}	Coefficiente de transmissão	Ω
R_{AC}	Coefficiente de reflexão	Ω
Δ	Deslocamento	m
D	Diâmetro	m
A	Área	m^2
l	Comprimento	m
c	Velocidade de propagação no material	m/s
γ	Módulo de Young	Pa
η	Fator de perda	

Lista de Figuras

Figura 1 – Transdutores ultrassônicos de altas (MHz) e baixas (kHz) frequências. . .	17
Figura 2 – Composição básica de um transdutor de Langevin convencional.	18
Figura 3 – Ressonador de meio comprimento de onda.	19
Figura 4 – Cerâmicas empilhadas com polaridades invertidas.	19
Figura 5 – Representação de um circuito elétrico em um transdutor de Langevin. .	20
Figura 6 – Materiais piezoelétricos.	21
Figura 7 – Ilustração do efeito piezoelétrico direto e reverso.	22
Figura 8 – Diagrama fasorial das grandezas da impedância elétrica.	26
Figura 9 – Circuito elétrico equivalente.	27
Figura 10 – Comportamento da onda acústica em meios materiais iguais (a) e diferentes (b).	28
Figura 11 – Amplificadores mecânicos.	29
Figura 12 – Amplificador mecânico escalonado.	31
Figura 13 – Aplicações em diferentes áreas envolvendo o ultrassom.	32
Figura 14 – Representação esquemática do processo de cavitação acústica.	34
Figura 15 – Efeitos físicos da cavitação acústica.	35
Figura 16 – Efeitos químicos e biológicos da cavitação acústica.	36
Figura 17 – Eficiência de alguns dispositivos ultrassônicos para realizar remoção óssea.	37
Figura 18 – Equipamentos medicinais da empresa ARTIS Tecnologia.	38
Figura 19 – Sistema Ultrassônico Sonatus.	39
Figura 20 – Visão geral do trabalho.	40
Figura 21 – Tela de trabalho do COMSOL.	42
Figura 22 – Dimensões espaciais disponibilizadas pelo COMSOL.	42
Figura 23 – Definições iniciais da simulação na tela de trabalho do software.	43
Figura 24 – Transdutor acoplado as ponteiras de corte e raspagem óssea.	44
Figura 25 – Geometria do transdutor.	46
Figura 26 – Geometria das ponteiras de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b). . . .	47
Figura 27 – Transdutor acoplado as ponteiras de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b).	48
Figura 28 – Domínio da <i>Solid Mechanics</i> na geometria.	50
Figura 29 – Circuito elétrico do transdutor criado na Física de <i>Electrostatics</i>	51
Figura 30 – Discretização da simulação em elementos finitos.	52
Figura 31 – Desenho do transdutor acoplado à ponteira de corte ósseo (a) e sua vista explodida (b).	55
Figura 32 – Processo de montagem do transdutor.	56
Figura 33 – Esquema de acoplamento por roscagem.	57
Figura 34 – Transdutor e ponteiras construídas pela empresa ARTIS.	57

Figura 35 – Revestimento da caneta ultrassônica.	58
Figura 36 – Curvas de impedância elétrica do transdutor.	60
Figura 37 – Impedância elétrica do transdutor com as ponteiros de corte ósseo e raspagem óssea.	61
Figura 38 – Tensão e deslocamento do transdutor.	62
Figura 39 – Tensão e deslocamento do transdutor acoplado as ponteiros de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b).	63
Figura 40 – Desempenho do transdutor com as ponteiros de corte e raspagem em ossos de bovinos.	65
Figura 41 – Desempenho do transdutor com as ponteiros de corte e raspagem em ossos de suínos.	66
Figura 42 – Geração de cavitação acústica pelo transdutor.	67

Sumário

Resumo	VII
Abstract	VIII
Lista de Símbolos	IX
Lista de Figuras	X
Sumário	XII
1 Introdução	13
1.1 Revisão Literária	13
1.1.1 Aplicações Médicas Utilizando Ultrassom	14
1.1.2 Corte e Raspagem Óssea	15
2 Transdutores de Langevin	17
2.1 Piezoelectricidade	21
2.1.1 O Efeito Piezoelétrico	22
2.2 Pré-Tensionamento Mecânico	24
2.3 Perdas	24
2.4 Impedância Elétrica	25
2.5 Impedância Acústica	28
2.6 Amplificadores Mecânicos	29
2.6.1 Sonotrodos	31
3 Aplicações Médicas	32
3.1 Cavitação Acústica	33
3.1.1 Efeitos Causados Pela Cavitação Acústica	35
3.1.1.1 Efeitos Físicos	35
3.1.1.2 Efeitos Químicos e Biológicos	35
3.2 Corte e Raspagem Óssea por Ultrassom	36
3.3 Sistema Ultrassônico Cirúrgico (SONATUS)	38
4 Simulações Numéricas	41
4.1 COMSOL Multiphysics	41
4.2 Modelagem Numérica	42
4.2.1 Geometria	45
4.2.2 Materiais	48
4.2.3 Físicas	49
4.2.3.1 Solid Mechanics	49
4.2.3.2 Electrostatics	50

4.2.3.3	Damping	51
4.2.4	Malha	52
4.2.5	Estudo	54
5	Construção e Caracterização	55
6	Resultados e Discussões	59
6.1	Impedância Elétrica	59
6.2	Deslocamento e Tensão Mecânica	61
6.3	Resultados Experimentais	64
6.4	Limitações e Restrições	68
7	Conclusão	69
	Referências	70

1

Introdução

Ondas sonoras são perturbações que se propagam transportando energia e momento. Por serem ondas mecânicas, é necessário um meio material para se propagarem, podendo este ser sólido, líquido ou gasoso. A propagação acontece de maneira longitudinal em ciclos sucessivos de compressão e rarefação, porém, em alguns casos, elas podem se propagar na forma de cisalhamento, assumindo uma propagação transversal. Uma vez que a frequência de oscilação das ondas acústicas está situada acima de 20 kHz, elas se tornam inaudíveis ao ouvido humano, e chamadas de ultrassom.

Transdutores são dispositivos com capacidade de gerar e detectar ondas sonoras. Em particular, os transdutores de Langevin representam um mecanismo com capacidade de converter energia elétrica em energia mecânica de maneira eficaz, especificamente transformando pulsos elétricos em ondas sonoras de ultrassom de alta intensidade no meio circundante. Comumente conhecidos como transdutores de potência ou sanduíche, esses dispositivos são compostos por cerâmicas piezoelétricas empilhadas e sanduichadas por duas massas metálicas, sendo utilizado um parafuso mecanicamente eficiente para pré-tensionar todo o sistema. Além disso, os transdutores são capazes de produzir alguns fenômenos de grande relevância, como a cavitação acústica.

1.1 Revisão Literária

Nas últimas décadas, o ultrassom vem sendo analisado e amplamente empregado nas mais diversas áreas. Essas aplicações envolvendo sistemas ultrassônicos abrangem uma gama de atividades, incluindo estampagem e soldagem de tecidos [1], processos de corte e perfuração [2], separação de emulsões água em óleo [3], acelerar reações químicas [4], homogeneizar alimentos [5], encapsular fármacos de maneira controlada [6] e, até mesmo, em equipamentos hospitalares para realizar procedimentos cirúrgicos [7].

Particularmente, no âmbito cirúrgico, é crucial ressaltar que uma série de equipamentos no mercado buscam alcançar a excelência na remoção de tumores e procedimentos relacionados à coluna e crânio. Estes dispositivos são desenvolvidos globalmente por empresas líderes como Misonix, Sonopet, CUSA e ARTIS, que se dedicam à criação de sistemas ultrassônicos altamente eficazes para aplicação comercial. O fenômeno central subjacente a esses dispositivos é a cavitação acústica.

Cavitação acústica se trata do surgimento, crescimento e implosão controlada de microbolhas de vapor em um meio líquido a partir da interação de uma onda sonora de ultrassom com intensidade relativamente alta [8]. Desse modo, as microbolhas (cavidades) realizam um processo de expansão e contração alternadamente nos ciclos de compressão e rarefação da onda até o momento em que implodem, e, ao implodirem, geram uma variedade de fenômenos interessantes, como por exemplo, o surgimento de micro jatos e ondas de choque, podendo ser utilizados em procedimentos cirúrgicos.

1.1.1 Aplicações Médicas Utilizando Ultrassom

Na medicina, o uso do ultrassom vem se tornando cada vez mais habitual. O exame por imagem utilizando ultrassom, também conhecido como ultrassonografia, é um dos mais comuns da referida área, sendo utilizado mundialmente em grande escala para fazer diagnósticos precisos e em tempo real. No Brasil, por exemplo, este exame vem sendo utilizado desde a década de 70, e até hoje sua importância só aumenta devido a precisão dos resultados ofertados pelo diagnóstico. Devido a sua eficácia comprovada, baixo consumo de energia e funcionamento sem poluição ambiental, o ultrassom se tornou uma pauta de interesse dos pesquisadores da área, conduzindo ao desenvolvimento de vários trabalhos com o intuito de estender o ramo de aplicações envolvendo esse método em contextos medicinais, como por exemplo, no âmbito cirúrgico.

Intervenções cirúrgicas utilizando ultrassom são minimamente invasivas, de modo que essa técnica preserva a região circundante do local de interesse, tornando-se mais eficaz que a instrumentação convencional que faz uso de serras e lâminas para realizar o corte manual, podendo causar lesões nos tecidos, fragmentação óssea e alterações na sensibilidade [9]. Já o equipamento ultrassônico, proporciona um baixo risco de danos colaterais aos tecidos adjacentes (como nervos e artérias) durante a intervenção cirúrgica, preservando a inervação e vascularização e evitando o comprometimento funcional, além de proporcionar uma recuperação mais rápida após o procedimento, de modo que a resposta biológica dos tecidos passa a ser mais eficaz [10].

Na literatura estão presentes uma série de equipamentos que foram desenvolvidos para realizar procedimentos cirúrgicos utilizando ultrassom. O primeiro equipamento fazendo uso dessa tecnologia foi projetado há mais de 50 anos, por Balamuth, destinado a procedimentos ortodônticos [11]. Posteriormente, novos equipamentos ultrassônicos foram desenvolvidos com o intuito de ampliar as aplicações envolvendo essa tecnologia na área, como por exemplo, para realizar corte de tecidos moles [12], lipoplastia [13], cirurgias no fígado [14], estruturas cardiovasculares [15], lipoaspiração [16], crânio [17], remoção de tumores [18, 19] e, em particular, para realizar corte e raspagem óssea [20, 21, 17]. Devido as limitações tecnológicas dos equipamentos pioneiros, a busca por um dispositivo cada vez mais preciso e eficaz se faz necessária até os dias atuais.

Devido a isso, esse trabalho tem como objetivo a análise, melhoria e desenvolvimento de um equipamento ultrassônico cirúrgico que seja adequado para realizar a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea. As vibrações resultantes dos transdutores desempenham um papel essencial na realização bem-sucedida de procedimentos cirúrgicos. Apesar da complexidade tecnológica envolvida nesses sistemas, o transdutor permanece como o elemento central responsável pela eficiência desses equipamentos. Em outras palavras, o transdutor é o coração de toda e qualquer aplicação envolvendo o ultrassom, sendo o dispositivo encarregado de gerar a vibração necessária para realizá-las com alta eficiência e precisão.

1.1.2 Corte e Raspagem Óssea

Intervenções cirúrgicas são realizadas mundialmente em grande escala por diversos motivos, seja para realizar tratamentos simples, ou até mesmo os mais avançados e delicados, como a remoção de tumores em estruturas ósseas [22]. Vários métodos são adotados para executar esses procedimentos, como por exemplo, os instrumentos cirúrgicos convencionais, que fazem uso de lâminas e serras. No entanto, esse cenário causa transtornos para os pacientes submetidos a tal operação, como o comprometimento das estruturas circundantes e grande desconforto durante a intervenção, além do cirurgião, em alguns casos, ter que exercer força excessiva para realizar o procedimento. Assim, a busca por intervenções minimamente invasivas se tornou pauta de interesse dos profissionais da área.

O uso do ultrassom em cirurgias nas estruturas ósseas foi introduzido inicialmente em 1988 pelo cirurgião Tomaso Vercellotti, que propôs um equipamento cirúrgico para procedimentos ortodônticos [23]. A cirurgia de osteotomia consiste em realizar a remoção do tecido ósseo mineralizado a partir de um equipamento específico que seja adequado para realizar a intervenção. Em alguns casos, a osteotomia é realizada quando diagnósticos identificam a presença de tumores em tecidos ósseos e, assim, é necessário iniciar um tratamento para remover as células tumorais, geralmente feito por meio de corte e raspagem óssea [24, 25, 26]. As limitações dos equipamentos convencionais conduzem os pesquisadores e profissionais da área buscarem um equipamento cirúrgico cada vez mais eficiente e o ultrassom se destaca por apresentar grandes vantagens em cirurgias dessa modalidade.

Devido a sua agilidade, precisão e por atuar somente na região de interesse, essa tecnologia permite realizar cortes ósseos mais finos e estáveis, tornando as intervenções mais precisas e menos danosas. Desse modo, regiões adjacentes, como tecidos moles, nervos e artérias, são preservadas durante a intervenção [27]. A diferença de impedância acústica entre os tecidos faz com que o corte, gerado pela vibração do transdutor, ocorra apenas no tecido mineralizado, cessando sua atividade ao se aproximar do tecido mole e mantendo sua integridade. Assim, esse método proporciona um risco mínimo à lesões, sangramentos, dano térmico à superfície óssea e menor desconforto pós-operatório [28].

Realizar a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea é uma técnica precisa e eficaz que proporciona ótimos resultados, uma vez que seja realizada com um equipamento adequado. Com a emergente utilização de equipamentos ultrassônicos em procedimentos cirúrgicos no decorrer das últimas décadas, a cirurgia de osteotomia foi mais uma das áreas a ser explorada para realizar as intervenções utilizando o ultrassom, onde pesquisadores da área buscam o equipamento ultrassônico mais adequado para realizar esse tipo de intervenção [25, 26, 29]. Em todas as aplicações envolvendo o ultrassom, o transdutor permanece como o elemento central sendo responsável por gerar a vibração necessária para realizar a aplicação em questão.

O transdutor começa a vibrar quando entra em funcionamento, e tais vibrações dão frutos a ondas sonoras de ultrassom. Em relação as cirurgias de corte e raspagem óssea, que são as aplicações abordadas nesse trabalho, tanto o corte, quanto a raspagem são realizadas a partir da vibração na ponta ativa do equipamento ultrassônico. No entanto, essas vibrações fazem com que o dispositivo aqueça, sendo necessário o auxílio de um líquido (como o soro) durante a intervenção cirúrgica para ajudar a preservar a região de interesse contra danos térmicos. Além disso, esse líquido é essencial para o procedimento ser bem-sucedido, isso devido ao fenômeno da cavitação acústica necessitar de um meio líquido para ser realizado. Logo, a cavitação faz com que ocorra o surgimento de alguns efeitos físicos, como ondas de choque, micro jatos e correnteza acústica, que influenciam de maneira subjacente na eficiência da operação.

Neste estudo, conduzimos a análise, melhoria e o desenvolvimento de transdutores e seus componentes por meio de simulações numéricas utilizando o método de elementos finitos através do software comercial COMSOL Multiphysics®. Em colaboração com a empresa ARTIS Tecnologia, realizamos a criação de novas ferramentas que otimizam o uso do dispositivo ultrassônico em diversas modalidades de tratamento cirúrgico. Em particular, projetamos duas ponteiros que se integram ao transdutor para aplicação em cirurgias envolvendo a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea. A caracterização e validação do dispositivo foi realizada por meio da comparação experimental entre as curvas de impedância elétrica, o deslocamento mecânico e a tensão mecânica gerada pelo mecanismo. A condução deste estudo é de suma importância para o avanço das tecnologias ultrassônicas destinadas a aplicações na área médica.

2

Transdutores de Langevin

Transdutores de Langevin representam um mecanismo com capacidade de converter energia elétrica em energia mecânica de maneira eficaz, especificamente transformando pulsos elétricos em ondas sonoras de ultrassom de alta intensidade no meio circundante. Essencialmente existem os transdutores que funcionam em alta frequência, na ordem dos MHz, e os que operam em baixas frequências, na ordem dos kHz. Os de alta frequência temos como exemplo os que são amplamente utilizados na medicina nos exames de ultrassonografia (Figura 1a) devido a ser um procedimento não invasivo, que permite visualizar, com detalhes, as movimentações das estruturas internas do paciente, bem como seus órgãos e tecidos. Além desses, podemos também destacar os transdutores ultrassônicos de imersão (Figura 1b), que são projetados para aplicações totalmente imersas em fluidos. Já os de baixa frequência, apresentamos os transdutores de Langevin, que são os dispositivos de estudo deste trabalho, e temos como exemplo o transdutor tonpiliz (Figura 1c) e o convencional (Figura 1d), onde o último será utilizado nesse capítulo para detalharmos o referido mecanismo.

Figura 1 – Transdutores ultrassônicos de altas (MHz) e baixas (kHz) frequências.

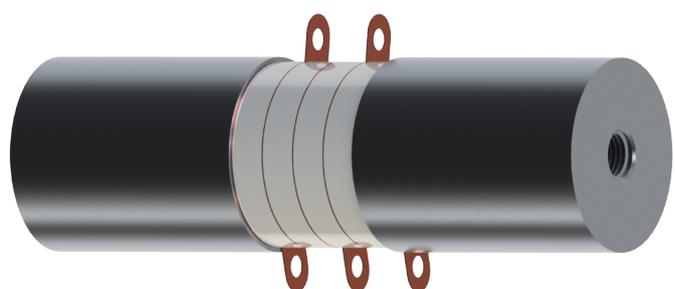
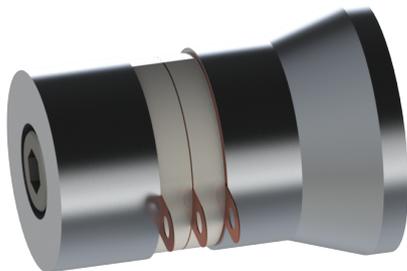
(a) Multielementos (MHz).

(b) Imersão (MHz).



(c) Tonpiliz (kHz).

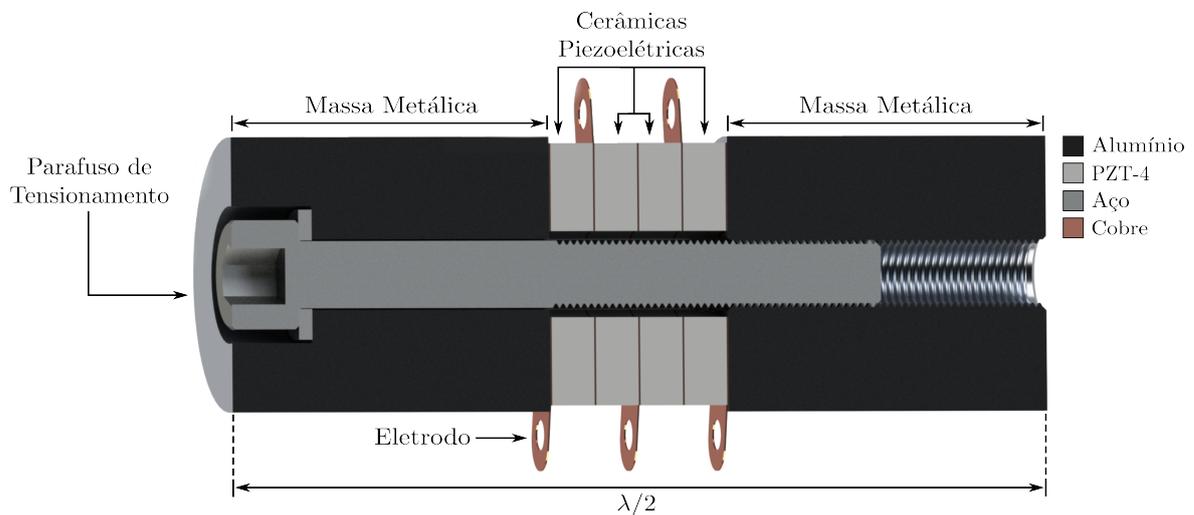
(d) Convencional (kHz).



Fonte: (a) GE Healthcare (2022); (b) Ndt-kits (2024); (c) e (d) O autor (2024).

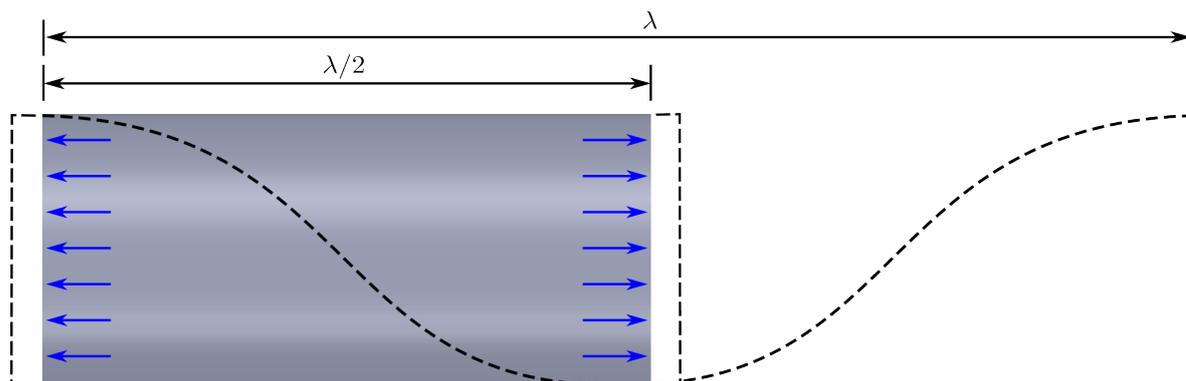
Os transdutores de Langevin também são conhecidos como transdutores de potência ou sanduíche, por serem constituídos de cerâmicas piezoelétricas empilhadas e sanduichadas por duas massas metálicas, onde são pré-tensionadas por um parafuso de alta resistência mecânica (Figura 2), garantindo maior eficiência no desempenho do transdutor. O primeiro transdutor foi construído pelo físico francês Paul Langevin fazendo uso de materiais piezoelétricos naturais, sendo desenvolvido para aplicações em sonares, com o objetivo de detectar submarinos alemães em alto mar durante a Primeira Guerra Mundial [30]. Assim, esse dispositivo acabou recebendo o nome do seu criador, passando a ser chamado de transdutor de Langevin. Porém, devido ao seu baixo custo para ser construído, operação sem poluição ambiental e sua alta eficiência mecânica, atualmente os transdutores de Langevin possuem uma vasta utilidade em diversas aplicações.

Figura 2 – Composição básica de um transdutor de Langevin convencional.



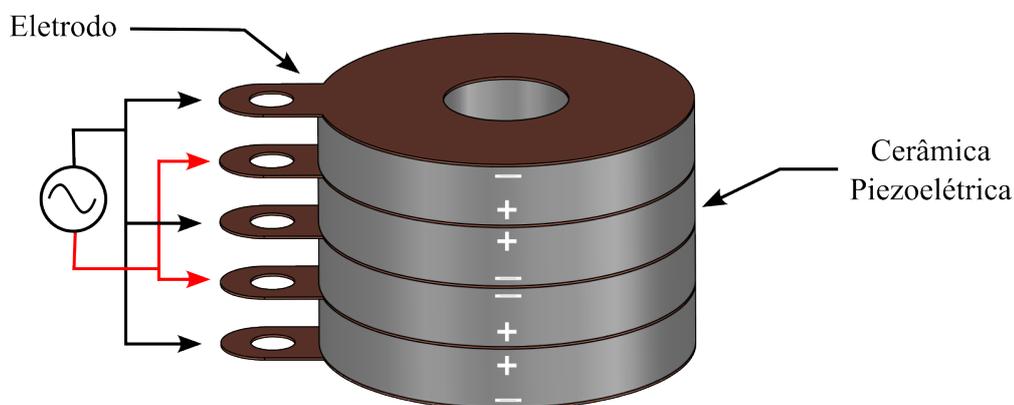
Fonte: O autor (2024).

O comprimento total do transdutor deve ser exatamente $\lambda/2$ para que opere em ressonância, ou seja, para que todos os componentes do transdutor vibrem na mesma frequência durante seu funcionamento, e devido a isso, os transdutores também são conhecidos como ressonadores de meio comprimento de onda, onde seu comprimento é igual a metade do comprimento da onda longitudinal, como mostra a Figura 3. Desse modo, eles vibram gerando altos deslocamentos nas pontas, já no centro o deslocamento é praticamente nulo. Isso garante que as cerâmicas estejam em um ponto nodal, enquanto que as faces do transdutor, que é a área de atuação do dispositivo, produzem altos deslocamentos para realizar a aplicação em questão. Além disso, o comprimento do transdutor é quem determina a sua frequência de trabalho. Quanto mais massa o transdutor possuir, menor será a sua frequência, e vice versa. Assim, a frequência natural de ressonância é definida pelo comprimento do transdutor, onde o uso das massas metálicas ajusta esse comprimento, além das massas atuarem como linhas de transmissão, transferindo energia acústica ao meio [1].

Figura 3 – Ressonador de meio comprimento de onda.

Fonte: O autor (2024).

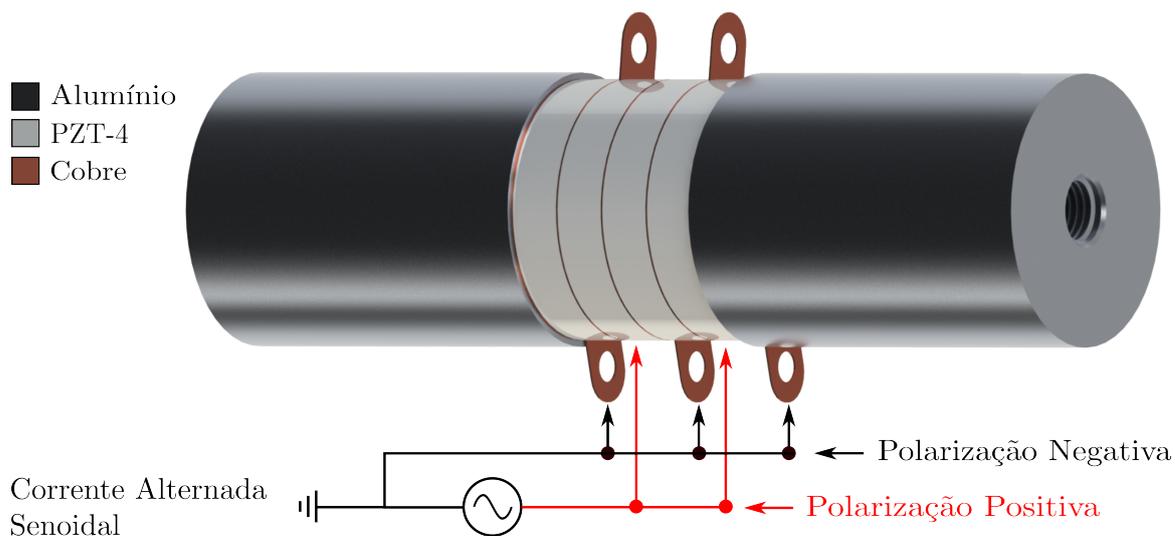
As cerâmicas piezoelétricas utilizadas nesse dispositivo são planas, circulares e em formato de anel. São polarizadas na direção longitudinal e montadas alternando o sentido de polarização para possibilitar a ligação em paralelo, de acordo com a Figura 4. O volume de cerâmicas determina a potência do transdutor, ou seja, quanto mais cerâmicas forem empilhadas, maior será a sua potência. Porém, um transdutor montado, por exemplo, com 4 cerâmicas teria menos perdas do que um montado com 6 ou 8 cerâmicas [1]. O princípio básico de funcionamento do transdutor é a geração de vibração mecânica do dispositivo como um todo através da aplicação de um sinal elétrico (AC) nos eletrodos colocados entre as cerâmicas piezoelétricas, e entre elas e as massas metálicas [2]. Em outras palavras, quando o sinal elétrico atinge os eletrodos, é transmitida energia elétrica para as cerâmicas fazendo com que elas comecem a vibrar devido ao efeito piezoelétrico e, assim, o transdutor entra em funcionamento. A Figura 5 apresenta uma representação esquemática do circuito elétrico utilizado no transdutor. O empilhamento das cerâmicas é essencial em várias aplicações devido a necessidade de um deslocamento maior do que uma única cerâmica piezoelétrica pode produzir.

Figura 4 – Cerâmicas empilhadas com polaridades invertidas.

Fonte: O autor (2024).

Isso possibilita uma menor distância entre os eletrodos, o que aumenta o campo elétrico aplicado nas cerâmicas, e permite uma maior deformação. Um transdutor constituído por apenas uma cerâmica exigiria uma tensão elétrica de ativação muito elevada, o que poderia causar a destruição do dispositivo. O parafuso de pré-tensionamento faz com que as cerâmicas se mantenham sobre compressão quando o transdutor estiver operando. Devido as cerâmicas serem frágeis, isso faz com que sua resistência seja aprimorada, evitando possíveis fraturas e melhorando o desempenho do dispositivo. Além disso, não é utilizado nenhum tipo de adesivo ou solda para conectar os componentes do transdutor, pois poderiam causar algum tipo de interferência em seu funcionamento. O adesivo, por exemplo, se colocado entre as cerâmicas piezoelétricas e as massas metálicas, acabaria atuando como uma mola, além de ser degradado com o passar do tempo devido ao aquecimento do transdutor. Assim, a única forma de realizar a conexão dos componentes é utilizando pressão. Logo, o acoplamento dos componentes do transdutor é essencial para garantir que as superfícies estejam em contato acústico efetivo, e somente a pré-tensão possibilita esse contato, devido a superfície das peças não serem perfeitamente planas.

Figura 5 – Representação de um circuito elétrico em um transdutor de Langevin.



Fonte: O autor (2024).

As vibrações produzidas pelos transdutores dão frutos a ondas sonoras, e dependendo da forma que forem modelados, as ondas sonoras geradas são de ultrassom. Para se obter a frequência de trabalho almejada deve-se levar em conta o formato geométrico do transdutor, os materiais de cada componente, bem como suas respectivas dimensões. Os transdutores não são construídos na tentativa e erro, e antes de serem enviados para o processo de usinagem, inicialmente deve ser realizada uma modelagem numérica para suprir os fatores mencionados e, assim, obter um dispositivo eficaz para a aplicação desejada.

2.1 Piezoeletricidade

Piezoeletricidade é a capacidade que alguns materiais possuem de gerar cargas elétricas quando são submetidos a aplicação de uma pressão mecânica. Esse fenômeno foi descoberto em 1880 na França pelos irmãos Pierre e Jacques Curie através de análises experimentais em cristais de quartzo. Além do quartzo, destacamos o topázio, a turmalina e o sal rochelle como cristais que possuem essas características [31], sendo denominados materiais piezoelétricos. Posteriormente, Lippman mostrou que ao aplicar um sinal elétrico em um material piezoelétrico, é obtida uma vibração mecânica (ondas sonoras) como resposta, sendo constatado, assim, o inverso do que foi apresentado pelos irmãos Curie.

Por um longo período, o quartzo foi o material mais utilizado para gerar ondas sonoras, e devido a isso foi se tornando cada vez mais escasso, fazendo com que os cientistas buscassem por um novo tipo de material. Após a Segunda Guerra Mundial, foram descobertos os materiais ferroelétricos, que são um tipo de aperfeiçoamento dos materiais piezoelétricos, também conhecidos como materiais piezoelétricos sintéticos. A ferroeletricidade é a presença de dipolos elétricos espontâneos, que podem ser polarizados e orientados em uma direção escolhida com a aplicação de um campo elétrico externo, tornando os materiais ferroelétricos em piezoelétricos [1].

Figura 6 – Materiais piezoelétricos.

(a) Materiais Naturais.



(b) Materiais Sintéticos.



Fonte: (a) Onscale (2022) e (b) Shenzhen Longzhichuang Co., Ltd. (2020).

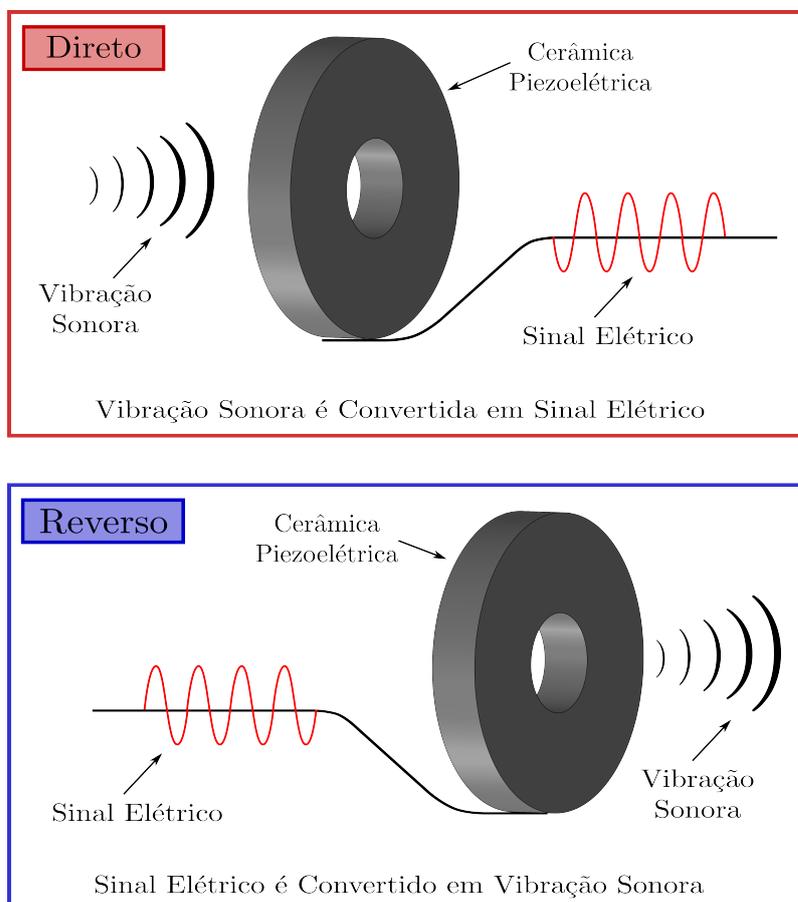
Ao contrário dos cristais piezoelétricos que já são polarizados naturalmente, os materiais piezoelétricos sintéticos precisam de um campo elétrico para serem polarizados. Porém, após acontecer a polarização, esses materiais apresentam propriedades piezoelétricas superiores as dos naturais, além de possuírem dimensões e geometrias maleáveis, diferente dos cristais que são frágeis e de difícil moldagem [32]. Com isso, foram desenvolvidas as cerâmicas piezoelétricas feitas de titanato zirconato de chumbo (PZTs) [33], que atualmente são amplamente utilizadas em transdutores de Langevin e outras aplicações, em virtude de apresentarem uma grande eficiência de conversão eletromecânica em suas características piezoelétricas. As Figuras 6(a) e 6(b) apresentam alguns materiais piezoelétricos naturais e sintéticos, respectivamente.

2.1.1 O Efeito Piezoelétrico

O efeito piezoelétrico é um processo que os materiais piezoelétricos conseguem realizar, ocorrendo de forma direta e reversa (Figura 7) a partir de uma perturbação que é aplicada no material em questão. Quando aplicamos uma pressão mecânica em um material piezoelétrico, ele nos responde com um sinal elétrico, sendo esse processo conhecido como efeito piezoelétrico direto, inicialmente descoberto pelos irmãos Curie. Os estudos de Lipmann confirmaram que o reverso também é válido, ou seja, se aplicarmos um sinal elétrico em um material piezoelétrico, ele irá responder com uma vibração mecânica, mais especificamente, com ondas sonoras.

Desse modo, quando falamos de materiais piezoelétricos ambos os efeitos funcionam: uma tensão mecânica aplicada gera um sinal elétrico, e um sinal elétrico aplicado gera uma vibração mecânica. Nos transdutores de Langevin é utilizado o efeito piezoelétrico reverso, onde um sinal elétrico é aplicado nas cerâmicas piezoelétricas fazendo elas vibrarem de forma longitudinal, o que coloca o transdutor em funcionamento e, assim, todo o sistema oscila na direção longitudinal. Logo, as vibrações geradas dão frutos a ondas sonoras, que são transmitidas ao meio material em que o dispositivo estiver atuando.

Figura 7 – Ilustração do efeito piezoelétrico direto e reverso.



Fonte: O autor (2024).

Para aplicação em transdutores ultrassônicos, as cerâmicas da família PZT são as que apresentam melhor conversão eletromecânica para realizar o efeito piezoelétrico, isso devido as suas características físicas, químicas e piezoelétricas poderem ser ajustadas conforme a aplicação [1]. A fabricação por aglomeração de partículas permite que essas cerâmicas sejam produzidas nos mais diferentes formatos, o que possibilita uma maior versatilidade em ajustar o material para se encaixar com a demanda em questão, algo que não era possível com os cristais piezoelétricos naturais.

Com o passar do tempo, esses materiais sofrem envelhecimento ou despolarização, o que ocasiona a variação ou enfraquecimento de suas propriedades [34]. A despolarização pode ser conduzida a partir da interação de altos níveis de tensão mecânica, altas temperaturas, e por fortes campos elétricos de sentido contrário ao do campo no qual o material foi polarizado. A intensidade dessas condições pode acelerar a despolarização ou, até mesmo, fazer com que ocorra de forma instantânea. Assim, em aplicações de potência, a resistência da cerâmica à despolarização é um fator importante, uma vez que esse componente é submetido a vibrações por longos períodos.

Dentre os materiais piezoelétricos adequados para uso em transdutores de Langevin, podemos destacar o PZT-4 e o PZT-8, por possuírem baixas perdas mecânicas, alta resistência mecânica, alta resistência à despolarização sob tensão mecânica e alto coeficiente de acoplamento eletromecânico [35]. O PZT-8, em relação ao PZT-4, apresenta perdas dielétricas muito menores sob altos regimes de excitação elétrica e maior resistência a despolarização. No entanto, o PZT-8 possui constante dielétrica e acoplamento eletromecânico ligeiramente inferiores.

Um parâmetro importante dos materiais piezoelétricos é o coeficiente de acoplamento eletromecânico, que pode ser definido pela raiz quadrada da razão entre a energia disponível na forma elétrica (ou mecânica) e a energia fornecida por uma fonte mecânica (ou elétrica). Desse modo, esse coeficiente fornece uma medida de capacidade de um material piezoelétrico converter uma forma de energia em outra, no entanto, não deve ser considerado uma medida de eficiência do transdutor, pois não considera as perdas do sistema [1]. Desse modo, a eficiência de um transdutor é definida pela relação entre a potência mecânica na saída e a potência elétrica na entrada do dispositivo, sendo conhecida como eficiência eletro-acústica [36, 37].

Os fatores de qualidade mecânico e elétrico de um material relacionam-se com as perdas. Para aplicações em alta potência, os materiais mais adequados são os que possuem alto fator de qualidade. Um material sem perdas teria um fator de qualidade infinito. Os fatores de qualidade dos materiais do transdutor se divergem do fator de qualidade do transdutor, devido a um transdutor feito com materiais de baixas perdas poder ter um fator de qualidade baixo, onde altas transferências de potência para o meio de propagação externo baixam o fator de qualidade do transdutor [35].

2.2 Pré-Tensionamento Mecânico

O pré-tensionamento mecânico é uma etapa essencial no processo de construção do transdutor. As cerâmicas piezoelétricas apresentam uma elevada resistência mecânica quando estão sujeitas a compressão, e a pré-tensão contribui evitando possíveis rupturas durante o funcionamento do dispositivo, além disso, o pré-tensionamento também diminui os riscos de fadiga mecânica. Para que o transdutor opere com eficiência, todos os seus componentes devem estar sob um bom contato, porém, as superfícies das peças não são perfeitamente planas. No entanto, o pré-tensionamento faz com que as superfícies se mantenham sobre um acoplamento efetivo, preservando o bom desempenho do transdutor.

O nível de tensão aplicada deve ser avaliada, pois os componentes do dispositivo podem ser danificados caso ocorra uma aplicação em excesso. Um exemplo seria as cerâmicas, que são frágeis e sujeitas a fraturas se uma tensão mecânica muito elevada for aplicada. Isso também pode fazer com que a direção de polarização seja reorientada, conduzindo à despolarização das cerâmicas e, conseqüentemente, a destruição do transdutor. Estudos relatam que o valor apropriado para a pré-tensão se encontra entre 30 MPa e 50 MPa, sendo aplicada uma força de 54 kN na superfície das cerâmicas através de um torquímetro [1, 38]. Assim, realizar o pré-tensionamento é essencial, mas deve ser feito de maneira adequada para que se obtenha um bom casamento efetivo em toda a interface entre as peças e que nenhum componente seja danificado.

2.3 Perdas

Durante o seu funcionamento, os transdutores de Langevin estão sujeitos a perdas mecânicas, onde parte da energia elétrica é transformada em calor. Os componentes aquecem em níveis elevados quando está operando, e isso reduz a sua eficiência de trabalho. A principal fonte de calor do transdutor são as cerâmicas piezoelétricas. Elas aquecem quando o efeito piezoelétrico está sendo realizado. Altas temperaturas podem ocasionar transtornos e, em certas situações, causam a despolarização das cerâmicas, fazendo com que o transdutor perca eficiência com o passar do tempo ou, até mesmo, seja destruído [1].

O amortecimento mecânico desses transdutores ocorre quando parte da energia mecânica é perdida sob forma de calor, ocasionando o aquecimento do dispositivo. No entanto, devido a possuírem boa condutividade térmica e estarem em constante contato com o ambiente externo, as massas metálicas do transdutor ajudam na dissipação de calor. Os eletrodos usados entre as cerâmicas e entre as cerâmicas e as massas metálicas para aplicar o sinal elétrico também ajudam na dissipação do calor. Sua espessura permite obter uma boa eficiência nesse processo, fazendo com que o acoplamento eletromecânico do transdutor seja melhorado, e as perdas acabem sendo minimizadas [38].

2.4 Impedância Elétrica

Uma grandeza física essencial para caracterizar os transdutores é a impedância elétrica (Z), sendo por meio dela que detectamos a frequência de trabalho desses dispositivos. Impedância elétrica é a carga resistiva total de um circuito elétrico em corrente alternada (AC), representando um efeito de oposição geral à passagem de corrente que os elementos de um circuito oferecem. Nesse tipo de circuito estão presentes a resistência e a reatância, que são a parte real e imaginária, respectivamente. A resistência (R) acontece quando algum componente do circuito causa oposição a passagem da corrente elétrica, transformando a energia gasta em calor, sendo dada pela Lei de Ohm da seguinte forma:

$$R = \frac{V}{I}, \quad (2.1)$$

onde R é a resistência elétrica, V a diferença de potencial aplicada no circuito e I a corrente elétrica. A reatância (X) também atua como uma oposição a passagem da corrente elétrica, porém a energia é gasta formando um campo elétrico em capacitores (quando o capacitor resiste a variação de tensão elétrica), ou magnético em indutores (quando o indutor resiste a variação de corrente elétrica), onde a mesma depende da corrente alternada aplicada no circuito, sendo dadas pelas equações a seguir. X_C é a reatância capacitiva e X_L a reatância indutiva.

$$X_C = \frac{1}{2\pi f C} \quad \text{e} \quad X_L = 2\pi f L, \quad (2.2)$$

sendo f a frequência que a corrente elétrica alterna seu sentido no decorrer do tempo, C a capacitância e L a indutância do circuito. Observando essas equações da reatância, notamos que a medida em que uma cresce (indutiva), a outra diminui (capacitiva). Logo, a impedância seria o acúmulo dos efeitos causados por essas duas grandezas (resistência e reatância), medida em Ohms (Ω) e representada no formalismo cartesiano pela equação:

$$Z = R + jX \quad (2.3)$$

onde j é a unidade imaginária e X a reatância total, que pode ser dada pelos efeitos indutivos, capacitivos, ou ambos em um circuito de corrente alternada da seguinte forma:

$$X = X_L - X_C \quad (2.4)$$

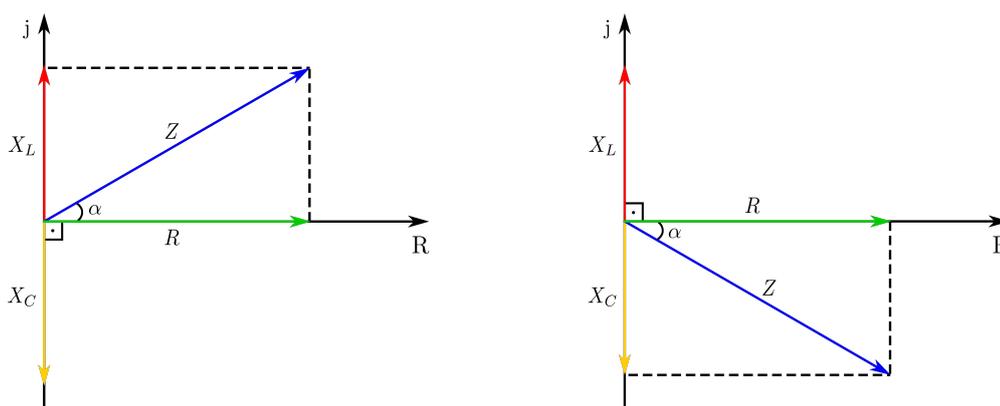
Ao contrário de um resistor que não provoca defasagem entre tensão e corrente por não depender da frequência do circuito (e devido a isso o ângulo de defasagem é nulo), a reatância é uma grandeza que está em defasagem.

A tensão e a corrente variam no tempo, mas estão fora de fase por um ângulo de 90° . Em um circuito puramente capacitivo a corrente é adiantada em relação à tensão (ou seja, o pico de corrente ocorre antes do pico de tensão). Esse comportamento é de fato esperado, pois assim que o capacitor descarregado seja ligado no circuito a corrente é máxima e a tensão é mínima (pois o capacitor está descarregado) e à medida que o tempo passa a corrente diminui e a tensão aumenta (a carga vai se acumulando nas placas do capacitor) e depois de um certo tempo a corrente é zero e a tensão é máxima (capacitor carregado).

Já em um circuito puramente indutivo a corrente é atrasada em relação à tensão. Quando o indutor é ligado ao circuito ele se comporta como um curto-circuito e a corrente tende a aumentar rapidamente (máxima taxa de variação) e, em seguida, aparece uma tensão nos terminais do indutor de modo a impedir que a corrente se estabeleça. Conforme o tempo passa a corrente vai lentamente se estabelecendo e a tensão no indutor vai diminuindo até que a corrente atinja um valor de equilíbrio em que a tensão nos terminais do indutor seja nula. O pico de máxima tensão no indutor ocorre antes da máxima corrente e, devido a isso, a corrente está atrasada em relação a tensão.

Desse modo, na reatância indutiva a corrente é atrasada 90° em relação à tensão, e a impedância se encontra no eixo imaginário positivo. No caso da reatância capacitiva a corrente é adiantada 90° em relação à tensão, fazendo com que a impedância esteja situada no eixo imaginário negativo. Isso justifica o fato de uma ser positiva (reatância indutiva) e a outra negativa (reatância capacitiva) na equação 2.4. Na Figura 8 podemos observar um diagrama fasorial do eixo das grandezas imaginárias em relação ao eixo das reais, mostrando como essas grandezas se comportam no circuito.

Figura 8 – Diagrama fasorial das grandezas da impedância elétrica.



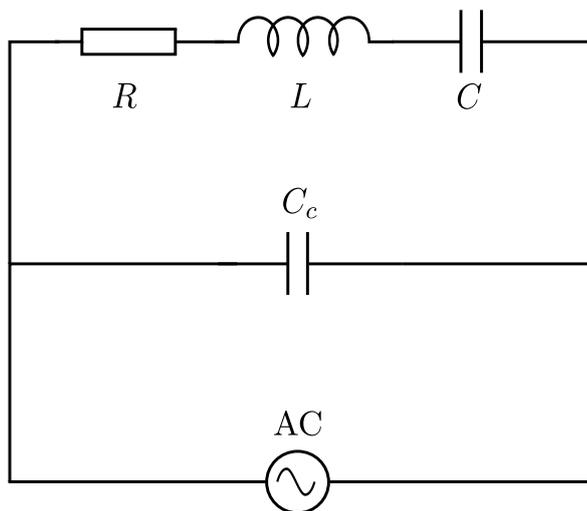
Fonte: O autor (2024).

O módulo da impedância elétrica pode ser encontrado aplicando o teorema de Pitágoras no diagrama da Figura 8, onde obtemos a seguinte relação:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad \text{ou} \quad |Z| = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} \quad (2.5)$$

O circuito RLC é equivalente ao do transdutor por envolver as respectivas grandezas utilizadas na análise da impedância elétrica, sendo necessário considerar a capacitância das cerâmicas C_C , que é ligada em paralelo aos resistores desempenhando o papel das perdas dielétricas e da condutividade das cerâmicas [38]. A Figura 9 ilustra esse circuito.

Figura 9 – Circuito elétrico equivalente.



Fonte: O autor (2024).

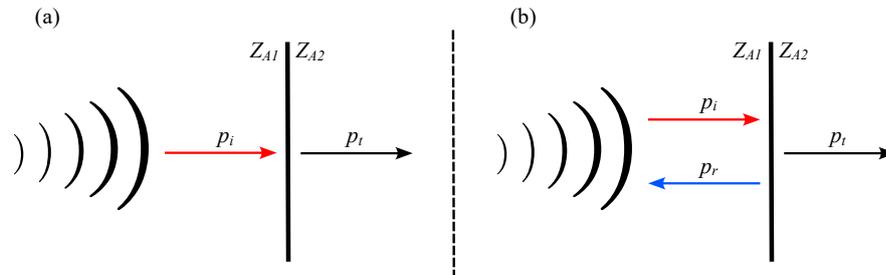
Relacionando o circuito da Figura 9 com o transdutor de Langevin, o resistor R , indutor L e o capacitor C representam as perdas internas de energia, a massa e a rigidez do transdutor, respectivamente. Além disso, o capacitor C_c presente no circuito tem a função de representar a capacitância das cerâmicas, como mencionado. Quando a impedância é mínima, os transdutores se comportam como um capacitor, facilitando a passagem da corrente elétrica, resultando em alta conversão eletromecânica, e obtendo uma maior amplitude de oscilação. Já quando a impedância é máxima, temos uma baixa conversão, onde o transdutor se comporta como um resistor, causando oposição a passagem da corrente elétrica, e possuindo uma menor amplitude de oscilação. Além disso, os transdutores possuem dois grupos de ressonância elétrica, conhecidos como frequências de ressonância e anti-ressonância.

As frequências de ressonância e anti-ressonância estão localizadas nos pontos onde o módulo da impedância elétrica possui um valor mínimo local e máximo local, respectivamente [1]. Geralmente, as de anti-ressonância estão localizadas logo após as de ressonância. É por meio da impedância elétrica que essas frequências são detectadas, devido a relação que a parte imaginária da impedância (reatância) tem com a frequência do circuito elétrico. É válido lembrar que, ao adicionar massa no transdutor, suas frequências diminuem. Isso se dá por estar sendo adicionada carga ao sistema, fazendo com que a impedância diminua seu valor. Assim, é por meio dessa grandeza física que é feita a análise da frequência de trabalho do transdutor.

2.5 Impedância Acústica

Impedância acústica (Z_A) seria a dificuldade ou resistência que um meio material oferece a passagem de uma onda sonora, causando uma reflexão. Em contextos medicinais, seria a resistência oferecida por um tecido à propagação das ondas de ultrassom. Quando o feixe acústico adentra uma interface entre dois meios com a mesma impedância acústica, não há reflexão e a onda é transmitida ao segundo meio, conforme a Figura 10a. Entretanto, se houver diferença de impedância acústica entre dois tecidos, ocorrerá reflexão na interface (Figura 10b), onde o grau de reflexão será dado de acordo com a diferença de impedâncias. Em outras palavras, quanto maior a diferença de impedância acústica entre duas estruturas, maior será a intensidade de reflexão. Na Figura 10, Z_{A1} e Z_{A2} são as impedâncias acústicas dos meios materiais, p_i é a amplitude da onda incidente, p_t a amplitude da onda transmitida e p_r a amplitude da onda refletida.

Figura 10 – Comportamento da onda acústica em meios materiais iguais (a) e diferentes (b).



Fonte: O autor (2024).

A impedância acústica determina a amplitude de reflexão e transmissão no momento em que a onda sonora atinge as interfaces do meio, e corresponde ao produto da densidade do material (ρ) pela velocidade de propagação da onda (\vec{v} , conforme a equação 2.6).

$$Z_A = \rho v \quad (2.6)$$

Podemos representar os efeitos de transmissão da onda acústica pelo coeficiente T_{ac} , e os de reflexão pelo coeficiente R_{ac} , da seguinte forma:

$$T_{ac} = \frac{p_t}{p_i} \quad T_{ac} = \frac{2Z_{A2}}{Z_{A1} + Z_{A2}} \quad (2.7)$$

$$R_{ac} = \frac{p_r}{p_i} \quad R_{ac} = \frac{Z_{A2} - Z_{A1}}{Z_{A1} + Z_{A2}} \quad (2.8)$$

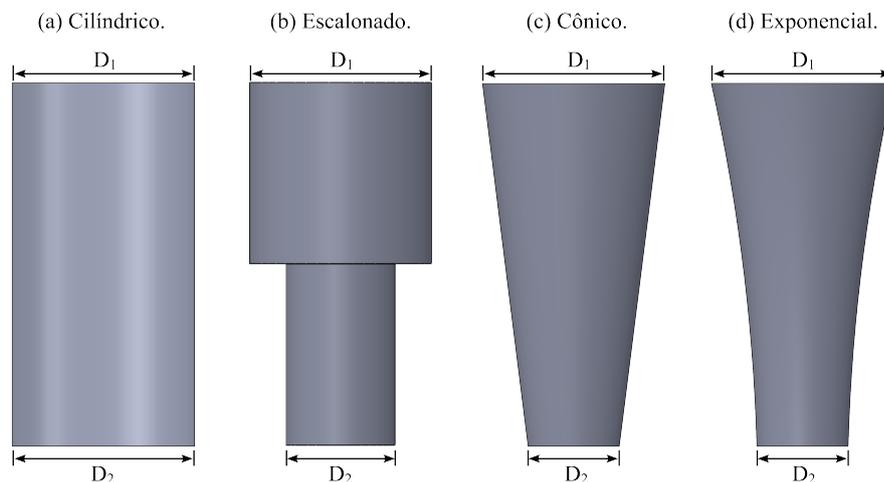
Desse modo, observamos que quando a impedância acústica do meio da onda incidente for igual a do meio em que a onda é transmitida, não ocorre reflexão e, assim, toda a onda é transmitida. Também notamos que quanto maior a diferença de impedâncias acústicas entre os dois meios, maior será a amplitude de reflexão [39].

Nosso objetivo nesse estudo é desenvolver um sistema ultrassônico que realize corte e raspagem óssea de maneira eficaz, sendo essencial que esse sistema atue somente no local de interesse, e que a integridade das regiões adjacentes seja mantida. Logo, a análise da impedância acústica esclarece isso, onde concluímos que nas regiões onde essa grandeza é distinta, a onda é refletida. Portanto, como projetamos nosso sistema para atuar em tecidos mineralizados, as demais regiões serão preservadas, devido a diferença de impedância acústica entre o osso e os tecidos moles circundantes.

2.6 Amplificadores Mecânicos

Para determinadas aplicações, os transdutores de Langevin apresentam pequenos deslocamentos, sendo necessário adicionar a sua geometria um amplificador mecânico, que é projetado para transmitir a energia gerada pelo transdutor, como também amplificar a velocidade de vibração e a amplitude dos deslocamentos produzidos pelo dispositivo. Essa ferramenta é uma peça metálica que é acoplada ao transdutor, e possui área de seção menor que o diâmetro do dispositivo com ressonância em meio comprimento de onda ($\lambda/2$) ou até mesmo em múltiplos de meio comprimento de onda ($n \times \lambda/2$). O comprimento e o formato geométrico do amplificador dependem da aplicação que esteja sendo analisada, levando em conta o melhor formato para se adequar a demanda em questão. Geralmente, a ponta de maior diâmetro é acoplada ao transdutor.

Figura 11 – Amplificadores mecânicos.



Fonte: O autor (2024).

A energia gerada pelo dispositivo é direcionada se concentrando na ponta que possui a área menor através da geometria do amplificador, sendo essa área a superfície de irradiação da onda ultrassônica. Fazendo um bom desenho geométrico, podemos obter valores altos de amplificação da vibração na ponta do dispositivo. Além disso, as diferentes formas geométricas que os amplificadores podem assumir proporcionam um papel fundamental para cada tipo de aplicação, como por exemplo, para realizar corte e raspagem óssea.

A Figura 11 apresenta algumas formas geométricas de amplificadores mecânicos, tais como o cilíndrico (que não fornece amplificação, devido a seu formato geométrico), escalonado, cônico e exponencial. Esses modelos simplórios apresentados na Figura 11 são a base para projetar um bom amplificador mecânico, podendo ser feito com apenas um dos modelos, ou combinando as geometrias, buscando sempre o modelo mais adequado para a aplicação em questão. A ponta de maior diâmetro (D_1) é acoplada ao transdutor, e a de menor diâmetro (D_2) geralmente é a superfície ativa do transdutor.

O design dos amplificadores é realizado através da relação entre os diâmetros e o comprimento de suas extremidades. Analisando o amplificador da Figura 12 e relacionando o diâmetro traseiro (D_1) com o diâmetro da ponta (D_2), é possível obter o maior valor de amplificação, representado por $(D_1/D_2)^2$, através da equação 2.9. Nesta equação, as velocidades (\vec{v}_1 e \vec{v}_2), os deslocamentos (Δ_1 e Δ_2), as áreas (A_1 e A_2) e os diâmetros (D_1 e D_2) das pontas são levados em conta.

$$\frac{v_2}{v_1} = \frac{\Delta_2}{\Delta_1} = \frac{A_1}{A_2} = \left(\frac{D_1}{D_2}\right)^2 \quad (2.9)$$

A relação se dá pela velocidade da ponta de menor diâmetro (\vec{v}_2) sobre a ponta de maior diâmetro (\vec{v}_1); o deslocamento da ponta de menor diâmetro (Δ_2) sobre o da ponta de maior diâmetro (Δ_1); a área de secção de maior diâmetro (A_1) sobre a área de secção de menor diâmetro (A_2); e o maior diâmetro (D_1) sobre o menor diâmetro (D_2) ao quadrado [38]. Quando o amplificador mecânico está ressonando, a conservação do momento indicaria que a velocidade na ponta de menor diâmetro deve ser maior do que a velocidade na ponta de maior diâmetro, para que o equilíbrio seja mantido. Já que o deslocamento é proporcional a velocidade, a amplitude de deslocamento (A_1) é menor do que a amplitude de deslocamento (A_2) [1].

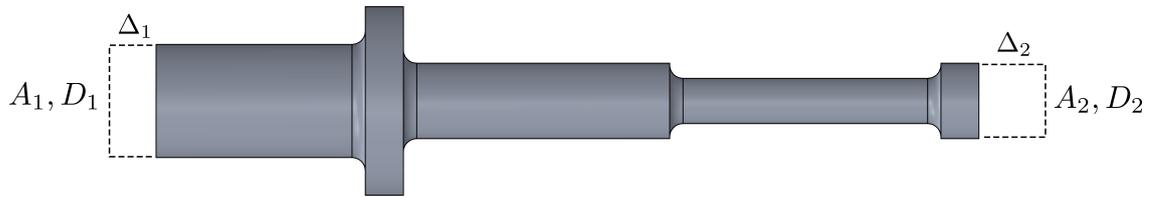
O comprimento l do amplificador é dado por:

$$l = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2f}, \quad (2.10)$$

onde f é a frequência de trabalho e c a velocidade de propagação no material, dada por:

$$c = \sqrt{\frac{\gamma}{\rho}}, \quad (2.11)$$

sendo γ o módulo de Young e ρ a densidade do material.

Figura 12 – Amplificador mecânico escalonado.

Fonte: O autor (2024).

2.6.1 Sonotrodos

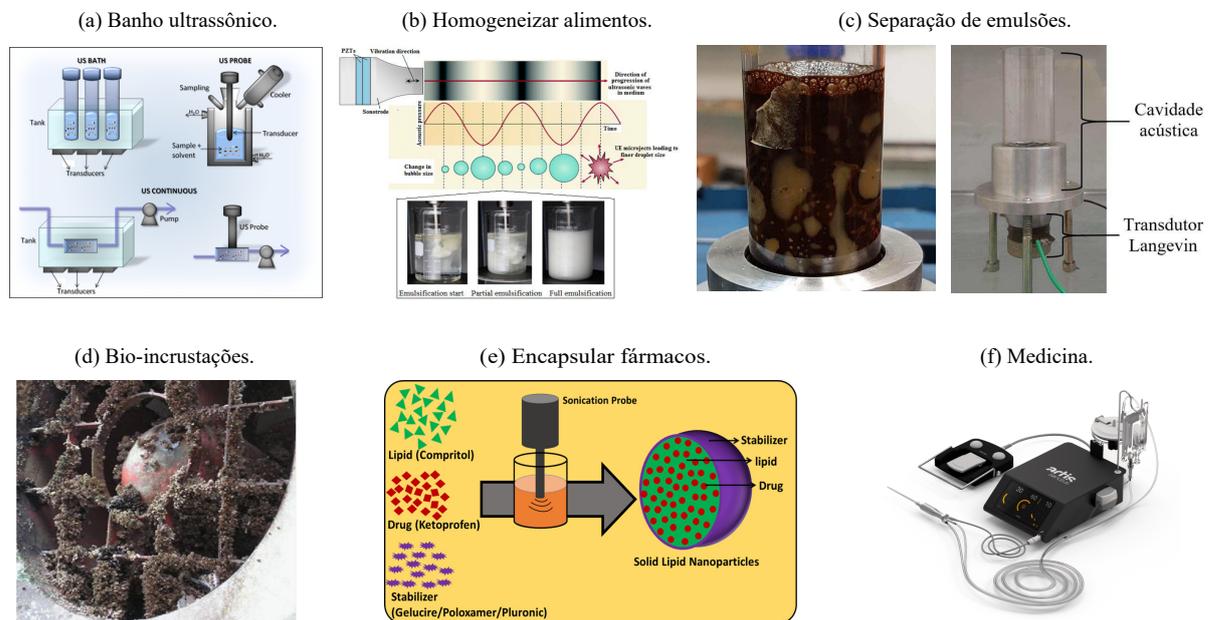
Diversas aplicações envolvendo sistemas ultrassônicos de potência, como limpeza ultrassônica e corte, fazem uso de sonotrodos. Essa ferramenta se integra ao transdutor podendo ser utilizada diretamente na superfície de trabalho, ou de modo intermediário, atuando como um elemento de transmissão entre o transdutor e a ferramenta [1]. Desse modo, os amplificadores tem o objetivo central de amplificar a amplitude de vibração do transdutor, e os sonotrodos são elementos que podem atuar de forma mais direta na aplicação em questão. Tanto os amplificadores mecânicos quanto os sonotrodos são geralmente usinados utilizando materiais que possuem baixas perdas mecânicas, alta resistência à fadiga e à corrosão. Assim, as ligas de aço, alumínio e titânio apresentam boas propriedades mecânicas para a confecção dessa ferramenta [38].

3

Aplicações Médicas

Desde o final da Segunda Guerra Mundial, o uso do ultrassom se tornou uma ferramenta indispensável em diversas aplicações, devido a sua eficácia, viabilidade econômica, funcionamento sem poluição ambiental, baixo consumo de energia e a qualidade final do processo [30]. Dentre as aplicações envolvendo essa técnica, podemos citar o uso do ultrassom no processo de estampagem e soldagem de tecidos [1], processos de cortes e perfuração [2], soldagem de plásticos e metais [40], banho ultrassônico [41], homogeneizar alimentos [5], sonares [42], acelerar reações químicas [4], limpeza de bio-incrustações [43], encapsular fármacos [6], separação de água em óleo em emulsões de petróleo [3], limpeza ultrassônica de materiais sólidos [44], e até mesmo em equipamentos hospitalares [20, 11, 24]. A Figura 13 apresenta algumas dessas aplicações citadas.

Figura 13 – Aplicações em diferentes áreas envolvendo o ultrassom.



Fonte: (a) Pingret *et al.* (2012); (b) Modarres-Gheisari *et al.* (2019); (c) Atehortua *et al.* (2020); (d) Legg *et al.* (2015); (e) Kumar *et al.* (2019) e (f) ARTIS (2024).

A ultrassonografia é o exame por imagem mais comum em diagnósticos e tratamentos médicos, sendo utilizado em escala mundial. No entanto, o uso do ultrassom de potência na área médica vem ganhando espaço em outros setores, como por exemplo, para realizar cirurgias. O primeiro equipamento fazendo uso dessa tecnologia foi desenvolvido há mais de 50 anos, por Balamuth, destinado a procedimentos ortodônticos [11].

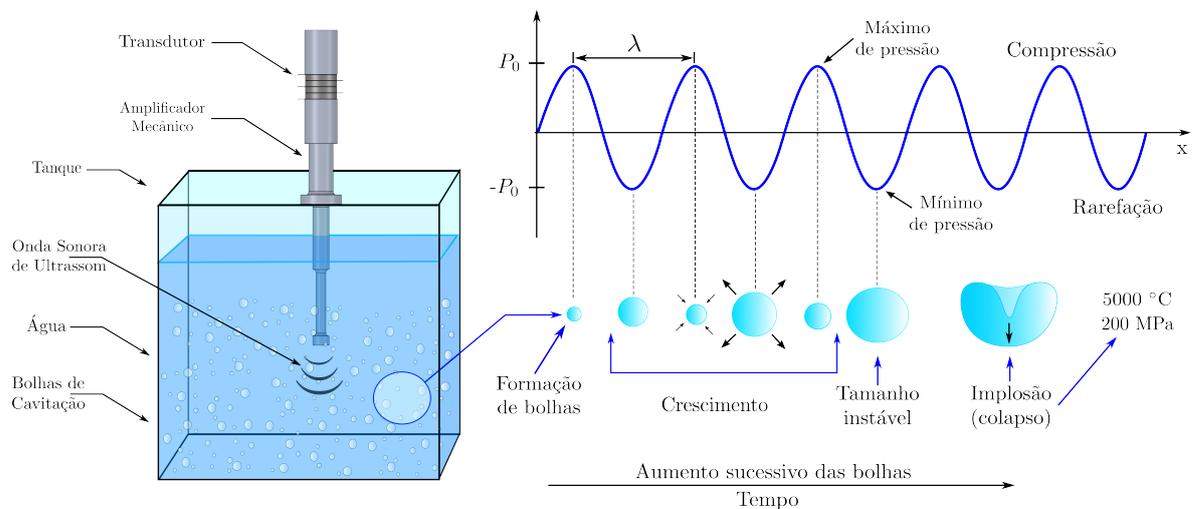
Posteriormente, novos equipamentos ultrassônicos foram desenvolvidos para aplicação em facoemulsificação [45], corte de tecidos moles [12], lipoplastia [13], remoção de tumores [18], cirurgias no fígado [14], estruturas cardiovasculares [15], aspiração [16], crânio [17], entre outros. Em particular, uma área de grande relevância no âmbito cirúrgico envolvendo ultrassom é o corte e raspagem óssea, que são as aplicações abordadas nesse trabalho, e são analisadas desde de 1955 em procedimentos envolvendo osteotomia [46].

Em colaboração com a empresa ARTIS Tecnologia, que é pioneira no Brasil na produção de tecnologia ultrassônica para remoção de tumores por ultrassom, conduzimos neste estudo o desenvolvimento de um dispositivo ultrassônico para ser utilizado em diversas modalidades de tratamento cirúrgico, em específico, para aplicação em cirurgias envolvendo a remoção de tumores por meio de corte ósseo e raspagem óssea. Antes de apresentarmos o nosso equipamento ultrassônico desenvolvido, vamos compreender um pouco sobre o fenômeno central subjacente a esses dispositivos, que é a geração, crescimento e implosão controlada de microbolhas de gás imersas em líquidos, comumente referido como cavitação acústica.

3.1 Cavitação Acústica

O ultrassom é uma onda sonora mecânica que se propaga em um meio material em ciclos de compressão e rarefação sucessivos. Tomando como exemplo uma onda ultrassônica gerada devido às vibrações de um transdutor de Langevin e se propagando em um meio líquido, na etapa de compressão, a onda exerce uma pressão acústica positiva (P_0) no fluido, comprimindo suas moléculas. Já na etapa de rarefação, ocorre o contrário, ou seja, a onda exerce uma pressão acústica negativa ($-P_0$) fazendo com que as moléculas do meio se expandam, causando uma dispersão entre elas. Devido a essa mudança abrupta de pressão, ocorre na etapa de expansão o surgimento de microbolhas de vapor (cavidades), acontecendo, assim, o processo de cavitação acústica, que está ilustrado na Figura 14.

O fenômeno conhecido como cavitação acústica nada mais é do que o surgimento, crescimento, e futuramente implosão (ou colapso) de microbolhas de vapor em um meio líquido através da aplicação de uma onda sonora de ultrassom com intensidade relativamente alta [8]. Basicamente, as microbolhas (cavidades) começam a se expandir e contrair de forma alternada nos ciclos de rarefação (região de pressão acústica negativa) e compressão (região de pressão acústica positiva) da onda, até o momento em que implodem e, ao implodirem, geram uma variedade de fenômenos interessantes, como por exemplo, o surgimento de micro jatos e ondas de choque, que podem ser utilizados, por exemplo, para realizar limpeza ultrassônica de materiais sólidos. A intensidade do som influencia diretamente no crescimento das cavidades. As bolhas absorvem a energia da onda de ultrassom que está sendo irradiada, e isso faz com que elas cresçam.

Figura 14 – Representação esquemática do processo de cavitação acústica.

Fonte: O autor (2024).

A cavitação ocorre sempre que há flutuações no campo de pressão e/ou na velocidade do fluido. Os efeitos de cavitação surgem nos fluidos quando a pressão cai para um valor abaixo da sua pressão de vapor, fazendo com que o líquido entre em ebulição, mesmo estando em temperatura ambiente, e assim, surgem as microbolhas de vapor, que começam a se expandir e contrair até o momento da implosão. Além da cavitação gerada por ondas acústicas, existem outros tipos de cavitação, como por exemplo, a cavitação em hélices marítimas, que ocorre devido ao movimento das pás das hélices dos navios [47].

São constatados dois tipos de cavitação: transiente e estável. Na transiente, uma onda sonora de ultrassom de alta intensidade pode aumentar o tamanho das bolhas de forma repentina durante o ciclo de rarefação da onda, onde temos uma pressão acústica negativa, de modo que as cavidades irão implodir antes mesmo de chegarem na etapa de compressão, com a pressão acústica positiva [48]. Já na cavitação estável, a onda ultrassônica de baixa intensidade proporciona as bolhas permanecerem em mais de um ciclo de compressão e expansão antes de implodirem, fazendo com que o tamanho das cavidades oscilem e cresçam com o passar do tempo, até o momento do colapso.

O limiar da cavitação é 100 kPa, sendo essa a mínima pressão acústica necessária para gerar a cavitação acústica. As implosões das bolhas geram brevemente e localmente temperaturas acima de 5000 °C (condições como na superfície solar) e pressões superiores a 200 MPa, em um período de milissegundos. Devido ao tamanho das bolhas ser muito inferior em relação ao volume do líquido em que estão sendo geradas, não há mudanças visíveis significativas nas condições do meio, pois o aquecimento produzido é rapidamente dissipado [48]. Apesar de se obter um maior número de bolhas implodindo com o tempo em altas frequências, elas são menores e apresentam um colapso menos eficiente. Assim, realizar o processo de cavitação em baixas frequências pode ser mais vantajoso para algumas aplicações, pois será obtido cavidades maiores colapsando com uma maior intensidade.

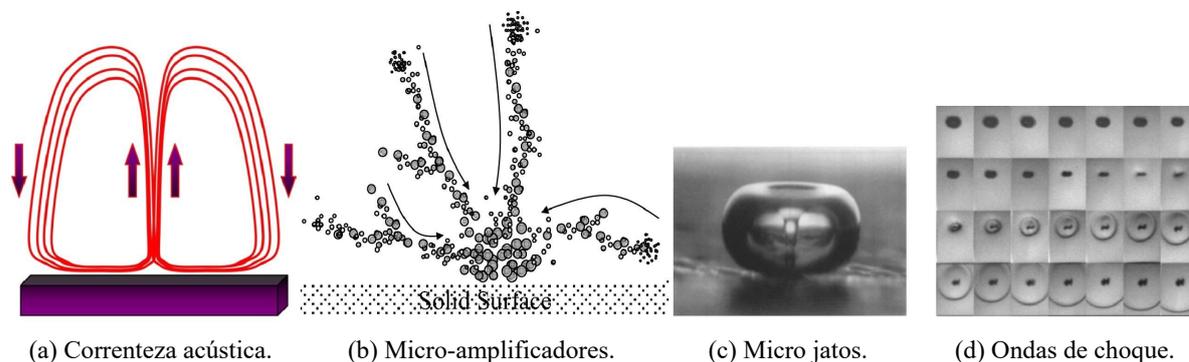
3.1.1 Efeitos Causados Pela Cavitação Acústica

A cavitação acústica é caracterizada por efeitos físicos, químicos e biológicos. Tais efeitos geram alguns fenômenos interessantes que atualmente estão sendo explorados por pesquisadores da área para serem utilizados em diversas aplicações, tais como destruição de patógenos, degradação de poluentes orgânicos, acelerar reações químicas, como também na área médica, promovendo um efeito antibacteriano [49, 10].

3.1.1.1 Efeitos Físicos

Dentre os efeitos físicos gerados pela cavitação acústica, podemos citar o surgimento de correnteza acústica, micro-amplificadores, microjatos e ondas de choque de alta intensidade no momento em que as bolhas implodem. Esses efeitos são gerados devido a grande velocidade do colapso das bolhas de cavitação, onde possuem uma vasta utilidade, como por exemplo, para realizar limpeza de superfícies sólidas, esterilizar objetos em geral e destruir patógenos. A Figura 15a apresenta o efeito de correnteza acústica, a 15b os micro-amplificadores, na 16c observamos os micro jatos e na 15d as ondas de choque.

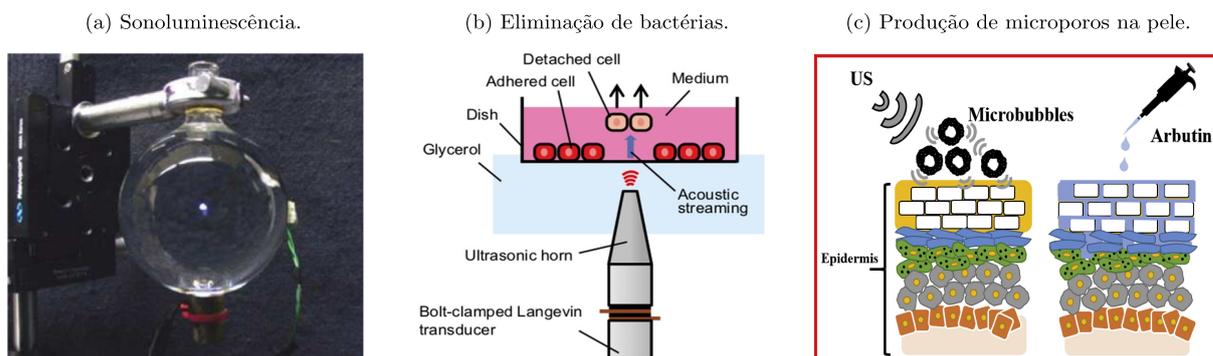
Figura 15 – Efeitos físicos da cavitação acústica.



Fonte: Yusof *et al.* (2016).

3.1.1.2 Efeitos Químicos e Biológicos

Os efeitos químicos do ultrassom são atribuídos à cavitação acústica. A sonoquímica é uma área de estudo atualmente bem consolidada, e conta com diversas aplicações. A geração de radicais livres é mais um dos efeitos causados pela cavitação, podendo ser utilizados para acelerar reações químicas. A produção de biodiesel é uma das reações químicas que pode ser melhorada devido a interação dos radicais livres no sistema. Um outro fenômeno muito interessante causado pela cavitação é a geração de luz através do som. Esse processo é conhecido como sonoluminescência, e dependendo da potência do ultrassom que esteja sendo empregada no sistema, ocorre a emissão de luz no momento que as bolhas implodem [50]. Essa situação pode ser observada na Figura 16a.

Figura 16 – Efeitos químicos e biológicos da cavitação acústica.

Fonte: (a) Roze *et al.* (2013); (b) Liao (2016) e (c) Inui *et al.* (2019).

Dentre os efeitos biológicos da cavitação, podemos destacar o uso do ultrassom para eliminar bactérias [51], onde o transdutor consegue localmente extinguir essas espécimes com precisão; e para produzir microporos na região da derme e epiderme da pele [19], facilitando a penetração de fármacos para atingir uma determinada área de interesse, como por exemplo, tumores. Essas aplicações estão ilustradas nas Figuras 16b e 16c, respectivamente. Nesse estudo, estamos abordando os tratamentos cirúrgicos que envolvam corte ósseo e raspagem óssea utilizando ultrassom. Os efeitos gerados pela cavitação acústica são essenciais para garantir que a intervenção cirúrgica seja bem-sucedida.

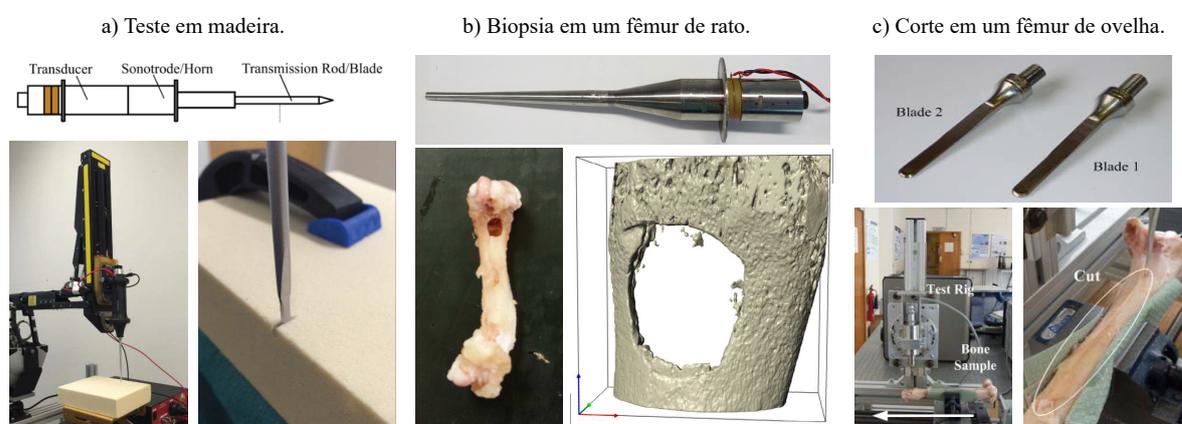
3.2 Corte e Raspagem Óssea por Ultrassom

Nas últimas décadas, a utilização de equipamentos ultrassônicos em procedimentos cirúrgicos vem se tornando cada vez mais habitual, devido a sua eficácia, praticidade e qualidade final do processo. Realizar a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea é uma técnica delicada, e que necessita de um bom equipamento para que possa ser realizada com eficiência e precisão, de modo que as regiões adjacentes sejam preservadas. Diversos trabalhos vem sendo desenvolvidos, onde pesquisadores da área buscam o equipamento ultrassônico mais adequado para realizar esse tipo de intervenção [25, 26, 29, 52, 53], como podemos observar na Figura 17.

O uso do ultrassom em cirurgias dessa modalidade vem ganhando cada vez mais espaço, onde essa tecnologia possibilita atuar somente na região de interesse, permitindo realizar cortes ósseos mais finos e estáveis, tornando as intervenções mais precisas e menos danosas. Desse modo, regiões adjacentes, como tecidos moles, nervos e artérias, são preservadas durante a intervenção [27]. Isso ocorre por conta da diferença de impedância acústica entre os tecidos, de modo que a vibração produzida pelo transdutor faz com que o corte ocorra apenas no tecido de interesse, cessando sua atividade ao se aproximar do tecido mole e mantendo sua integridade. Assim, esse método proporciona um risco mínimo à lesões, sangramentos, dano térmico à superfície óssea e menor desconforto pós-operatório.

A piezoelectricidade proporciona uma potência três vezes maior em relação a ultrassons comuns, podendo cortar tecidos altamente mineralizados (ossos), densos e em regiões de difícil acesso de maneira eficaz [54]. Assim, essa técnica de corte e raspagem óssea por ultrassom utiliza as vibrações ultrassônicas geradas pelo transdutor para realizar uma intervenção controlada, segura e sem danificar os tecidos moles circundantes [55]. As cirurgias convencionais, geralmente, fazem uso de serras e lâminas para realizar o procedimento e, na maioria das vezes, é necessário aplicar pressão, mesmo que discreta, para que se obtenha o corte ou a raspagem. Isso pode causar um certo grau de aquecimento, tanto no osso, quanto nos tecidos moles circundantes, e assim, comprometê-los.

Figura 17 – Eficiência de alguns dispositivos ultrassônicos para realizar remoção óssea.



Fonte: (a) Gordon *et al.* (2018); (b) Cleary *et al.* (2015) e (c) Pan *et al.* (2012).

No corte e raspagem por ultrassom não há necessidade de se utilizar pressão, devido a força em excesso interromper a atividade do equipamento, sendo necessário apenas uma apreensão para manter a estabilidade [56]. Logo, isso proporciona mais conforto para o paciente, além do sangramento ser mínimo devido ao movimento controlado. Durante o procedimento cirúrgico é utilizado um líquido de arrefecimento (geralmente soro) para, basicamente, duas finalidades: diminuir o aquecimento do equipamento e possibilitar a geração de cavitação acústica. Esse fenômeno é essencial para que a intervenção seja bem-sucedida, pois, além de amenizar o sangramento, as implosões das bolhas fazem com que surjam alguns efeitos físicos, como microjatos e ondas de choque, que auxiliam no procedimento, promovendo um efeito antibacteriano e auxiliando no tratamento, removendo os tumores [10]. A busca por novas técnicas de intervenções cirúrgicas minimamente invasivas é de grande importância para otimizar e ampliar as possibilidades do procedimento a ser realizado pelo paciente. O uso do ultrassom para realizar essas intervenções apresenta grandes vantagens em relação ao método tradicional, como por exemplo, a precisão no corte e raspagem proporcionada pela micro-oscilação do equipamento no tecido ósseo mineralizado, a proteção do tecido mole, a possibilidade de ser desenvolvida uma ponta ativa adequada para cada procedimento, o sangramento mínimo, permitindo uma melhoria significativa no campo de visão operatório, além de ofertar uma rápida cicatrização.

Desse modo, vamos apresentar a seguir o equipamento ultrassônico desenvolvido nesse trabalho. Esse equipamento foi elaborado em colaboração com a empresa ARTIS Tecnologia, onde projetamos um transdutor e duas ponteiras que se integram ao sistema, sendo adequadas para realizar a remoção de tumores por meio de corte e raspagem óssea com precisão. Além disso, todo o equipamento ultrassônico opera com frequência de ressonância na faixa de 35 kHz, sendo essa uma frequência de trabalho segura, pois apenas frequências acima dos 50 kHz é que podem levar dano aos tecidos moles [10].

3.3 Sistema Ultrassônico Cirúrgico (SONATUS)

A ARTIS Tecnologia é uma empresa situada em Brasília, que tem como objetivo o desenvolvimento de soluções tecnológicas para a área da saúde. Em particular, o sistema ultrassônico SONATUS, desenvolvido pela fabricante brasileira é o único produto nacional projetado pra aplicações em procedimentos cirúrgicos de remoção de tumor e corte ósseo (Figura 18a). Além do SONATUS, a empresa também possui o equipamento de neuronavegação Eximius (Figura 18b), que é utilizado para procedimentos de imagens e ressonância magnética.

Figura 18 – Equipamentos médicos da empresa ARTIS Tecnologia.

(a) Sonatus.



(b) Eximius.



Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

O Sistema Ultrassônico SONATUS é composto por um gerador ultrassônico portátil de alto desempenho, integrado inicialmente com as funções de aspiração e irrigação. O equipamento foi desenvolvido para gerar frequências no intervalo de 20 kHz à 60 kHz, permitindo o funcionamento de vários tipos de sistemas ultrassônicos, chamados de canetas, com funções específicas e diferentes entre si. O equipamento reconhece automaticamente a caneta conectada, fornecendo a frequência otimizada específica do instrumento. As funções de gerador ultrassônico, aspiração e irrigação, integradas ao equipamento, podem ser combinadas de formas distintas para diferentes abordagens cirúrgicas, tais como a dissecação, ablação, cavitação, corte e remoção de tecidos específicos.

Os parâmetros de potência do ultrassom, aspiração e irrigação podem ser ajustadas diretamente por meio do painel de LCD touch screen ou através do pedal de controle, pelo próprio profissional médico. Além disso, o pedal de controle também ativa as funções de aspiração e irrigação. Com uma interface intuitiva, as funções de aspiração e irrigação podem ser configuradas para o melhor desempenho por meio de uma tela sensível ao toque. O equipamento efetua a ablação precisa de tecidos e aspira seus fragmentos, onde o intervalo de frequências disponível possibilita o ajuste da faixa ideal de trabalho da caneta para garantir a máxima transferência de energia ultrassônica ao tecido alvo.

O equipamento atualmente é composto por um transdutor micro com frequência de operação em torno de 35 kHz e por um conjunto de ponteiros (amplificadores mecânicos). As primeiras ponteiros desenvolvidas inicialmente pela empresa são conhecidas como ponteiros de aspiração retas, sendo uma longa de 145 mm e outra curta de 83 mm de comprimento, ambas com o diâmetro interno de 1,6 mm. As ponteiros são intercambiáveis, facilitando o uso, a aplicação, manutenção e limpeza. A caneta é revestida e, nas ponteiros, é utilizada uma capa de silicone para proteger os tecidos adjacentes. A irrigação do soro é conduzida até a ponta ativa das ponteiros, com a finalidade de refrigerar a área que está em contato com os tecidos. Além do seu alto desempenho, o equipamento é leve e portátil, o que possibilita ser transportado sem dificuldades em uma embalagem blister.

Figura 19 – Sistema Ultrassônico Sonatus.

(a) Canetas de aspiração e irrigação.



(b) Embalagem blister.

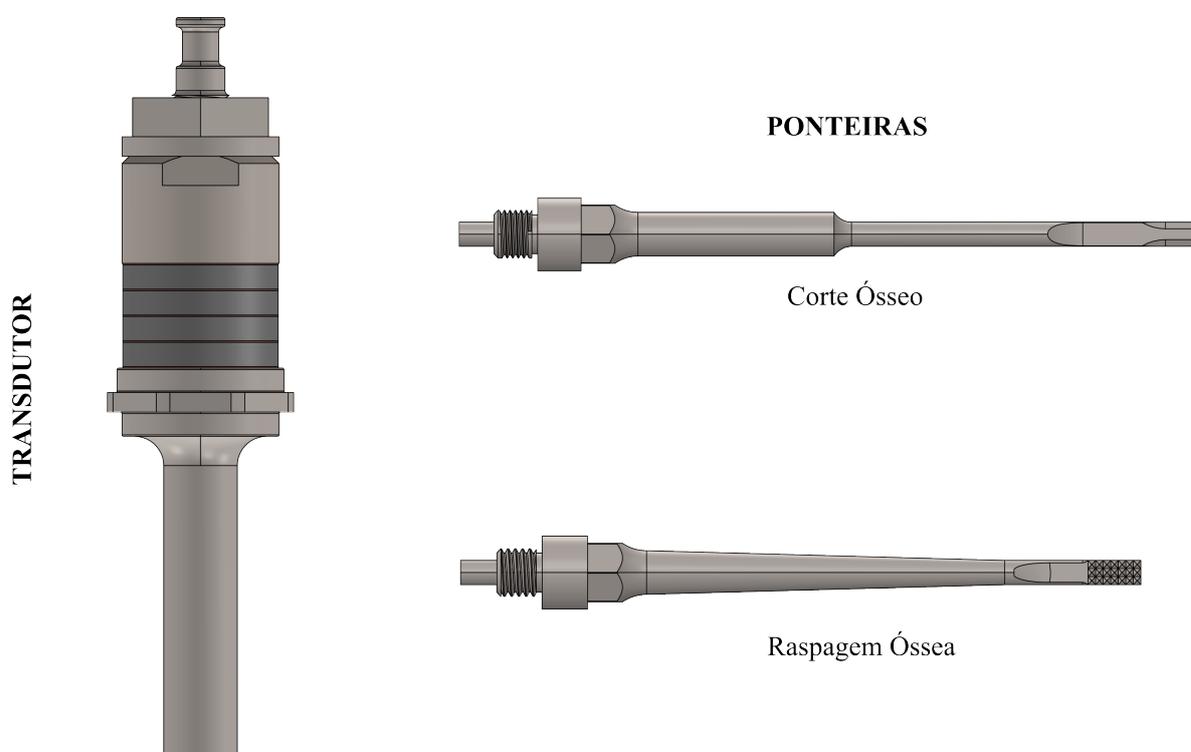


Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

O SONATUS tem registro Finame 3710774 com certificação da Anvisa, sob o número 80463390010, atestando que o equipamento cumpre com as devidas normas estabelecidas pela Agência. A Figura 19a apresenta uma imagem das canetas acopladas com as ponteiros de aspiração e na Figura 19b a embalagem blister para transportar o equipamento. Com a demanda e uso do SONATUS no mercado brasileiro, a necessidade de modificações, melhorias e desenvolvimento de novas ponteiros se tornaram necessárias. Nos últimos 3 anos nosso grupo de pesquisa vem atuando na consultoria e desenvolvimento de novas ponteiros ultrassônicas para o SONATUS.

Através desta colaboração, foram desenvolvidas, usinadas e testadas seis novas ponteiras. Após esse desenvolvimento, iniciamos uma nova fase de colaboração com a ARTIS para a criação de novas ponteiras destinadas à corte e raspagem óssea (Figura 20) sendo aplicadas em procedimentos cirúrgicos de ortopedia. Todas as ponteiras foram projetadas para que o equipamento ultrassônico atue na faixa de frequência de 35 kHz. Além disso, a caneta ultrassônica possibilita uma maior facilidade de manuseio, permitindo efetuar movimentos em todas as direções, e assim, possibilitando realizar cortes lineares e curvos, como também uma raspagem óssea adequada e eficaz.

Figura 20 – Visão geral do trabalho.



Fonte: O autor (2024).

Nosso trabalho de mestrado teve início analisando primeiramente o transdutor do SONATUS. Esta análise foi realizada por meio de modelagem numérica. Após a validação do transdutor, foram realizadas reuniões para o desenvolvimento dos novos amplificadores mecânicos para o transdutor que, nesse caso, foram chamados de ponteiras de corte e raspagem óssea. A criação destas novas ponteiras se fez necessária, tanto para melhorar os procedimentos que a empresa já tinha, quanto para ampliar a gama de aplicações da empresa, como cirurgias de ortopedia. Na Figura 20 observamos o transdutor e as ponteiras que foram desenvolvidas neste estudo. Assim, esse trabalho foi conduzido à partir do seguinte objetivo: análise, melhoria e desenvolvimento de novos sistemas ultrassônicos destinados à procedimentos cirúrgicos. Para a obtenção de bons resultados reais, realizamos uma etapa essencial do trabalho, de simulações numéricas, que será discutida a seguir.

4

Simulações Numéricas

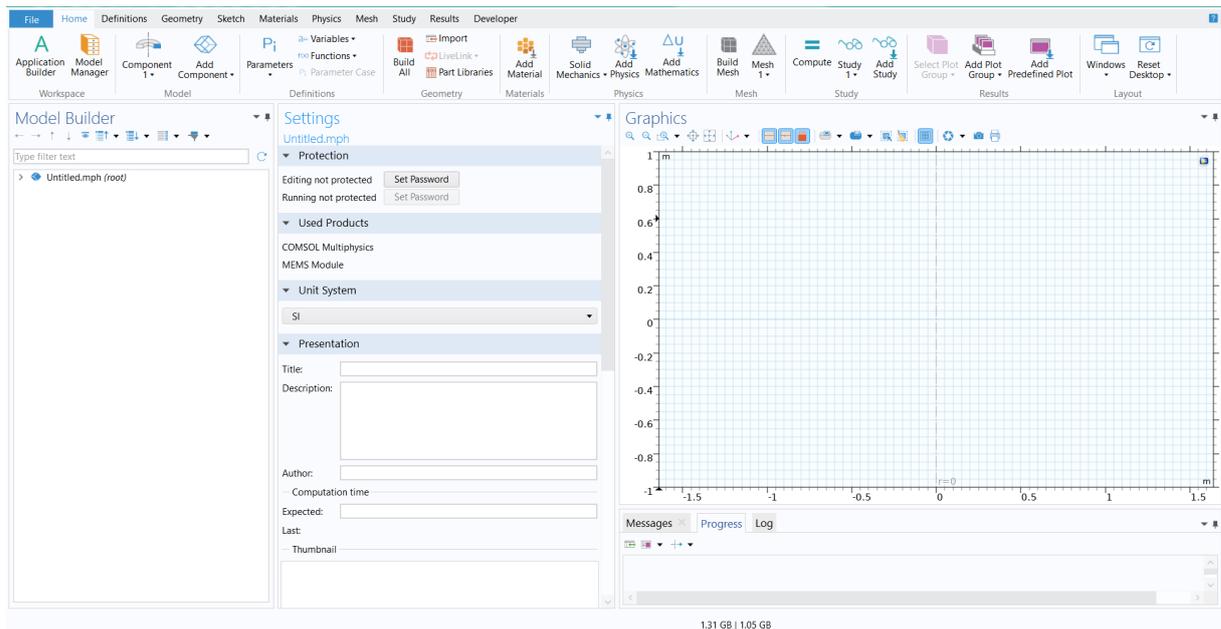
A utilização de simulações numéricas é um recurso que vem sendo amplamente utilizado por pesquisadores das mais diferentes áreas como uma ferramenta de trabalho indispensável. A grande vantagem ofertada pelas simulações é a possibilidade de desenvolver um protótipo virtual do objeto de interesse, ou seja, através das simulações é possível projetar um modelo que a princípio só poderia ser pensado de forma real. Tais modelos podem ser construídos utilizando softwares comerciais e, dependendo do software utilizado, as simulações podem ser realizadas com alta fidelidade se comparadas ao modelo real. Dentre os softwares disponibilizados para esse propósito, foi escolhido o COMSOL Multiphysics[®] para realizar as simulações numéricas dos estudos descritos neste trabalho, devido a oferecer uma interface interativa e possibilitar acoplar várias físicas em um único modelo, o que é essencial para a nossa análise.

4.1 COMSOL Multiphysics

O software comercial COMSOL Multiphysics[®] foi desenvolvido para efetuar modelagens e simulações numéricas, além de analisar problemas abordados pelas diferentes áreas das ciências e engenharias. O software é baseado no Método de Elementos Finitos (MEF) para descrever o modelo em questão, que consiste em discretizar e subdividir a geometria do problema, seja ela simples ou complexa, em elementos infinitesimais, compilando e solucionando Equações Diferenciais Parciais (EDPs) para cada elemento criado de acordo com a física envolvida, onde todos os cálculos desenvolvidos na simulação são somados, obtendo, assim, uma convergência para o problema.

As áreas de trabalho disponibilizadas pelo COMSOL são amplas e diversificadas, o que proporciona uma abrangência simulacional considerável. Para executar a simulação, o usuário deve selecionar a física que está sendo envolvida no problema. As físicas são distribuídas em módulos, e o software possibilita acoplar várias Físicas em um único modelo, sendo ideal para realizar simulações que envolvam diferentes físicas, que é o nosso caso. De um modo geral, a tela de trabalho da simulação é englobada na *Graphical User Interface* (GUI), e distribuída em três seções: a *Model Builder*, *Settings* e *Graphics*. A Figura 21 apresenta a tela de trabalho do COMSOL, destacando as três seções citadas.

Figura 21 – Tela de trabalho do COMSOL.



Fonte: O autor (2024).

A *Model Builder* é onde ficam organizados os nós da simulação (geometria, materiais, condições de contorno, discretização do modelo, estudos, resultados, entre outros), que também são conhecidos como árvores ou blocos, onde o usuário tem liberdade de adicionar ou remover cada item de acordo com sua demanda. A *Settings* é a de configurações dos nós, na qual é possível configurá-los e editá-los, e a *Graphics* é onde visualizamos o trabalho desenvolvido durante a simulação.

4.2 Modelagem Numérica

O processo de modelagem tem início com o software solicitando a escolha da geometria utilizada para descrever o problema. No entanto, essa escolha está relacionada com as simetrias que o problema possui, permitindo ao usuário selecionar entre as dimensões do espaço de modelagem 3D, 2D Axisymmetric, 2D, entre outros, de acordo com a Figura 22. Assim, antes de iniciar a simulação, é necessário fazer uma boa análise do problema para escolher a geometria mais adequada.

Figura 22 – Dimensões espaciais disponibilizadas pelo COMSOL.

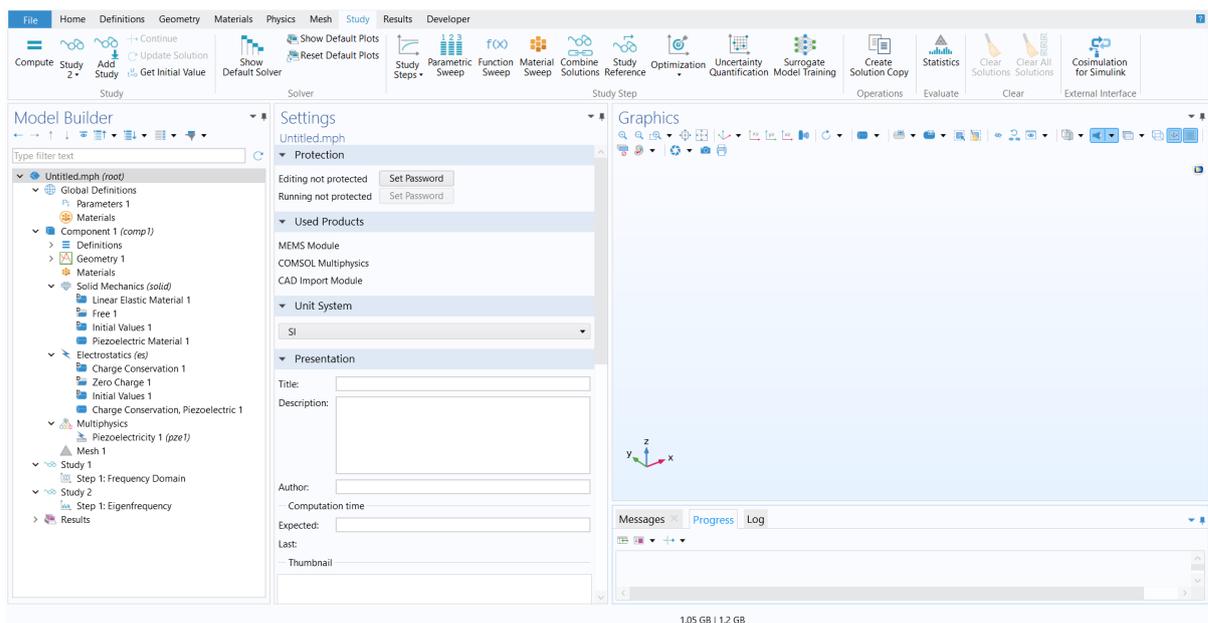


Fonte: O autor (2024).

O poder computacional exigido para realizar o processamento das simulações aumenta de acordo com a expansão das dimensões espaciais. Os transdutores de Langevin possuem simetria radial, o que nos permite realizar o desenho da geometria em um determinado plano na dimensão 2D Axisymmetric e, em seguida, rotacioná-lo em torno de um eixo de simetria para que sejam obtidos resultados em três dimensões. As nossas ponteiras de corte ósseo e raspagem óssea possuem geometria mais complexa, necessitando que o desenho geométrico seja realizado em três dimensões. O COMSOL também nos permite importar formas geométricas desenvolvidas em softwares externos. Com isso, utilizamos o SolidWorks para fazer o desenho das ponteiras e importamos a geometria para utilizá-las na simulação.

As simulações em 3D exigem um poder computacional bem mais elevado se comparado as demais dimensões. Além disso, o tempo necessário para executar a simulação é muito superior, por exemplo, as simulações em 3D necessitam de horas para serem realizadas, enquanto nas demais podem ser finalizadas em questão de minutos. No entanto, fazer a simulação em 3D proporciona uma maior fidelidade se comparadas ao experimento real, e conseqüentemente, os resultados são mais precisos. Devido as necessidades do problema, realizamos nossas simulações em três dimensões. Fazer o desenho em 3D no COMSOL é bem mais complexo do que em qualquer outra dimensão disponível. Assim, utilizamos um recurso ofertado pelo software de desenhar o transdutor em 2D Axisymmetric (mesmo estando na dimensão 3D) e importamos as geometrias das ponteiras, como mencionado, para realizar as simulações de maneira mais prática. Mais adiante voltaremos a discutir em maiores detalhes o processo de construção da geometria do nosso trabalho.

Figura 23 – Definições iniciais da simulação na tela de trabalho do software.



Fonte: O autor (2024).

Definida a dimensão espacial, a próxima etapa é selecionar as físicas envolvidas no problema. Devido aos transdutores de Langevin serem dispositivos que transformam energia elétrica em energia mecânica, convertendo pulsos elétricos em ondas sonoras, precisamos de físicas que supram essa interação eletromecânica do transdutor. Dentre a gama de físicas disponibilizadas pelo COMSOL, foram escolhidas a *Solid Mechanics*, que possibilita estudar a estrutura mecânica do transdutor, e a *Electrostatics*, que permite analisar a parte elétrica do dispositivo, aplicando o circuito elétrico nas cerâmicas piezoelétricas. Assim, o acoplamento dessas duas físicas atende aos requisitos essenciais para realizar a simulação.

Em seguida, foi determinado o tipo de estudo que seria feito durante a simulação. O software disponibiliza vários tipos de estudos no módulo *Study*, e como precisamos analisar a frequência de ressonância do transdutor, o *Frequency Domain* e o *Eigenfrequency* foram os escolhidos. O primeiro se dedica em calcular a resposta de um sistema submetido a uma excitação harmônica. O circuito elétrico criado na física de *Electrostatics* faz com que sinais elétricos sejam enviados para os eletrodos colocados entre as cerâmicas em um determinado intervalo de frequências definido previamente pelo usuário. O *Frequency Domain* analisa cada um desses sinais, possibilitando visualizar a impedância elétrica do transdutor em função da frequência, sendo possível, assim, obter a frequência de ressonância desejada. Já o segundo, no caso o *Eigenfrequency*, faz o estudo das frequências naturais de vibração das estruturas, nos permitindo-nos determinar a frequência de ressonância do objeto analisado. O que foi discutido até o momento pode ser observado na Figura 23.

Figura 24 – Transdutor acoplado as ponteiros de corte e raspagem óssea.



Fonte: O autor (2024).

Para facilitar o processo de modelagem, toda a simulação foi parametrizada, onde os parâmetros contendo todas as informações necessárias para modelar o transdutor foram adicionados no nó *Global Definitions*, na seção *Parameters*. O transdutor de Langevin desenvolvido neste trabalho conta com 4 cerâmicas piezoelétricas, com o intuito de ser produzida uma potência maior quando estiver operando, e será acoplado a duas ponteiros distintas, uma para realizar corte ósseo e outra para realizar raspagem óssea. Todo o sistema foi projetado para operar com frequência de ressonância na faixa de 35 kHz.

Na Figura 24 podemos observar o nosso equipamento ultrassônico, onde notamos o transdutor acoplado as ponteiras de corte e raspagem óssea. Esse sistema foi projetado para operar no modo longitudinal de vibração, e todos os componentes, no caso o transdutor e as ponteiras, foram dimensionados para ressonarem na frequência de trabalho almejada (35 kHz). No entanto, para que o sistema opere na frequência de trabalho, não é obrigatoriamente necessário que cada componente vibre exatamente em tal frequência, mas sim, que o conjunto ressoe na frequência de trabalho estipulada [1]. Desse modo, é natural que cada um dos elementos que compõem o sistema possuam frequências ligeiramente diferentes, porém, próximas da frequência de trabalho, de modo que o conjunto montado acabe ressonando na frequência que foi projetado.

De agora em diante vamos detalhar todo o processo de modelagem numérica do transdutor e das ponteiras de corte ósseo e raspagem óssea, desde a construção da geometria no software até a última etapa, que é a de definição dos estudos a serem realizados. No entanto, como o processo de modelagem é idêntico para as duas ponteiras, vamos utilizar como exemplo a de corte ósseo. A última etapa da simulação, de análise dos resultados, será discutida posteriormente em um capítulo específico, que será focado em apresentar os resultados obtidos nas simulações, como também a validação em experimentos reais.

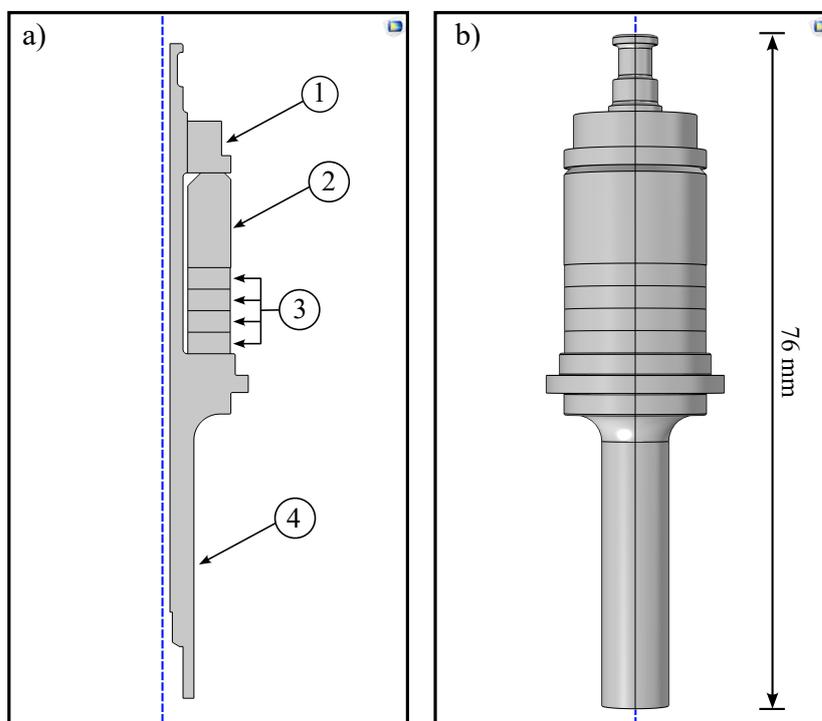
4.2.1 Geometria

Para realizar o desenho das estruturas que serão estudadas, o COMSOL disponibiliza o nó *Geometry*, no qual é possível desenhar diversas formas geométricas, desde as mais simples, como retângulos, círculos, esferas e cilindros, até objetos mais elaborados, como polígonos e curvas. Muitas dessas formas geométricas já são disponibilizadas pelo software, porém é possível importar arquivos de desenho para a geometria e realizar a modelagem. Para desenhar o transdutor de Langevin, utilizamos as ferramentas que o próprio software oferta. O transdutor possui simetria radial, o que nos permite desenhar a geometria em 2D Axisymmetric e rotacionar o desenho em torno de um eixo de simetria, onde obtemos resultados em 3D. Esse método ameniza o tempo de processamento e o poder computacional necessário para realizar a simulação. Já as ponteiras não possuem esse tipo de simetria, o que dificulta a realização do desenho no COMSOL.

Como mencionado anteriormente, utilizamos um software externo, no caso o SolidWorks, para fazer o desenho das ponteiras, isso devido a esse software ser desenvolvido para fazer desenhos com alta qualidade e ofertar uma interface amigável para tal propósito. Assim, uma vez realizado o design das ponteiras, importamos o desenho das geometrias para o COMSOL. Entretanto, o acoplamento das ponteiras ao transdutor foi realizado posteriormente, ou seja, inicialmente foi feito somente o desenho do transdutor, sem as ponteiras. O ideal é que antes de acoplar a ponteira, o transdutor já esteja na frequência de ressonância desejada ou em uma frequência bem próxima.

A frequência de ressonância do transdutor está relacionada com seu comprimento, que é $\lambda/2$. Logo, quanto mais massa o transdutor possuir, menor será sua frequência, e vice versa. As cerâmicas piezoelétricas escolhidas para o transdutor possuem dimensões específicas que não passam por alterações e com geometria em formato de anel. O transdutor estudado nesse trabalho é um modelo que a empresa ARTIS tinha, então nosso objetivo foi reproduzir esse modelo à partir das dimensões geométricas fornecidas e observar a frequência que estava operando. Apresentamos na Figura 25 o desenho geométrico do nosso transdutor feito no COMSOL. A Figura 25a apresenta o desenho feito em 2D Axisymmetric, onde a linha tracejada em azul representa o eixo de rotação. Já na Figura 25b, observamos o transdutor em 3D após ser rotacionado.

Figura 25 – Geometria do transdutor.

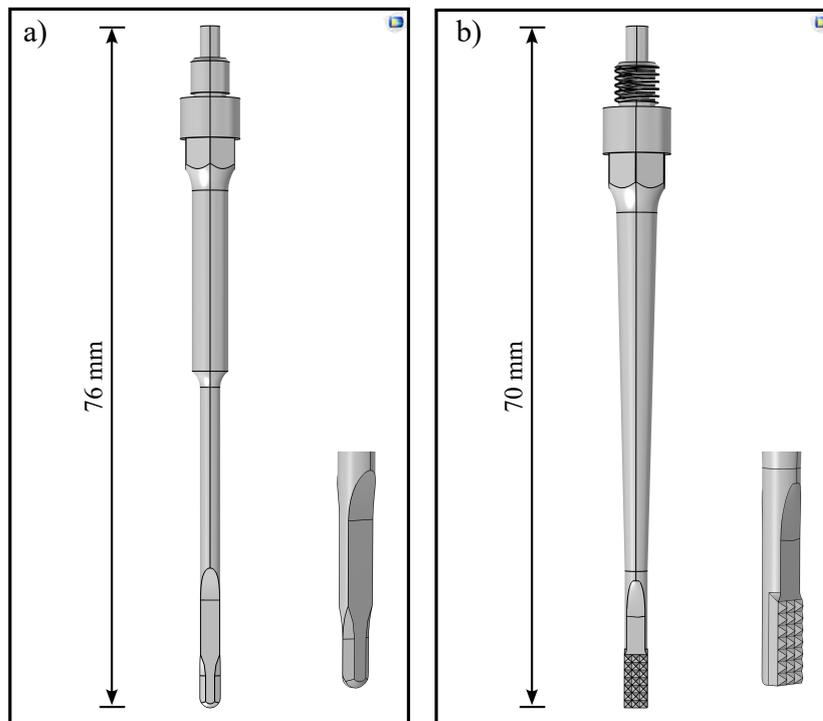


Fonte: O autor (2024).

Na Figura 25a foi destacado os componentes do transdutor. Nesse transdutor não temos o parafuso de pré-tensão que discutimos anteriormente no capítulo 2, pois ele deu lugar a uma porca de tensionamento, que é o objeto 1 indicado. No entanto, essa porca atua como o parafuso mantendo todos os componentes do transdutor em acoplamento efetivo. O item 2 é a massa metálica traseira, o 3 indica as cerâmicas piezoelétricas e o objeto 4 é a massa metálica superior, que seria o corpo central do sistema. Como observamos na Figura 25a, o desenho da geometria do transdutor, em específico a peça 4, não inicia exatamente no eixo de rotação. O motivo é que quando o desenho for rotacionado e obtida a geometria em 3D, seja criado um orifício interno no dispositivo para permitir a passagem de líquidos (como o soro) durante a intervenção cirúrgica. Isso possibilita a utilização do transdutor em cirurgias que envolvam aspiração.

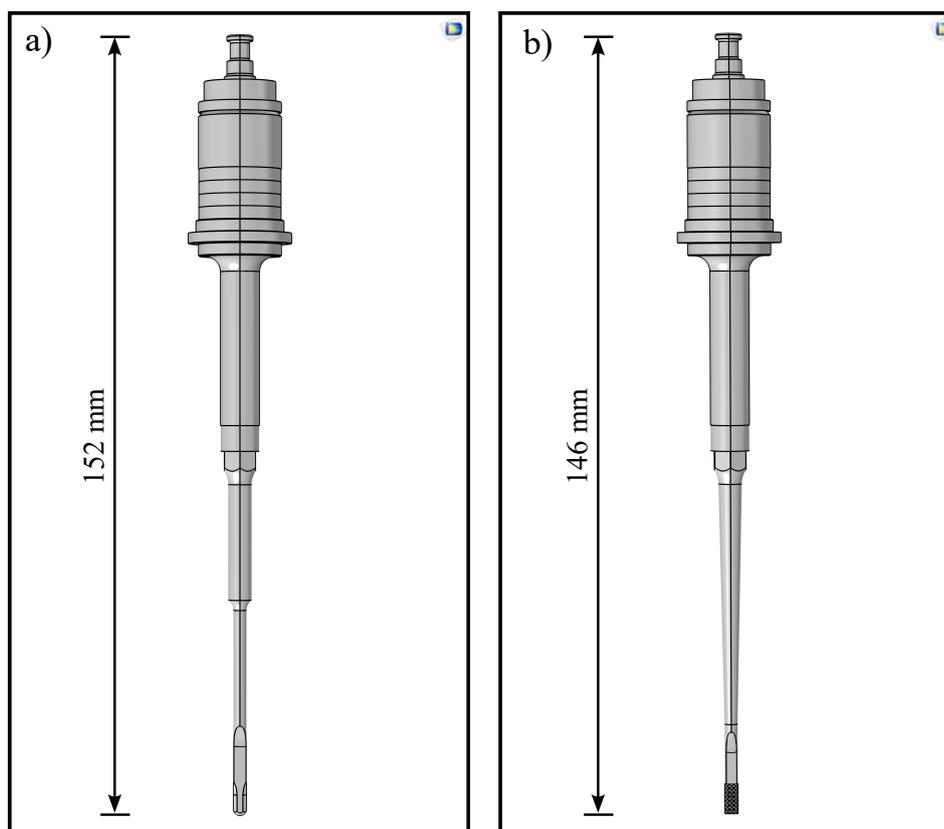
Após o transdutor ser modelado, foi feito o desenho da geometria das ponteiros de corte ósseo e raspagem óssea, que também possuem comprimento igual a $\lambda/2$, e podemos observá-las nas Figuras 26a e 26b. O acoplamento das ponteiros ao transdutor é feito por meio de roscagem, ou seja, na ponta do transdutor existe uma rosca interna, e na parte traseira das ponteiros foi feita uma rosca externa. Com isso, podemos fazer o acoplamento e ter o sistema montado. Observamos na Figura 26b como é feita a rosca externa na ponteira de raspagem, e isso serve pra ambas. Além disso, a ponteira de corte ósseo tem seu formato geométrico tendo o amplificador escalonado como base, e a de raspagem, o amplificador cônico. Ainda na Figura 26, destacamos a região da ponta das ponteiros para melhor visualização. A ponta da ponteira de corte possui formato de lâmina, enquanto que a de raspagem se assemelha a uma lixa. No momento em que o transdutor está operando, essas ponteiros funcionam com alta eficiência e precisão.

Figura 26 – Geometria das ponteiros de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b).



Fonte: O autor (2024).

Antes de fazer o acoplamento das ponteiros ao transdutor, primeiro realizamos simulações para encontrar o melhor formato geométrico em que a frequência fosse próxima a 35 kHz. Essa etapa é necessária para que, no momento em que a ponteira for acoplada ao transdutor, todo o sistema esteja com a frequência de ressonância próxima da desejada, que no nosso caso é 35 kHz. Na Figura 27 é possível observar a geometria completa dos dispositivos a serem simulados, com o transdutor acoplado a ponteira de corte ósseo (Figura 27a) e raspagem óssea (Figura 27b). Finalizado o desenho geométrico, vamos para a próxima etapa da simulação, que é onde definimos os materiais utilizados em cada objeto desenhado.

Figura 27 – Transdutor acoplado as ponteiras de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b).

Fonte: O autor (2024).

4.2.2 Materiais

Os materiais utilizados em cada componente da simulação podem ser escolhidos e importados no nó *Materials*, que é a biblioteca de materiais disponibilizada pelo próprio software. Caso o material necessário não esteja disponível no COMSOL, é possível adicioná-lo manualmente. Para realizar as simulações, foi definido que as 4 cerâmicas piezoelétricas do transdutor são de titanato de zirconato de chumbo (PZT-8) que, de fato, é o material mais utilizado para a construção de transdutores [30]; a massa dianteira, a porca e as ponteiras são de titânio (Ti-6Al-4V) e a massa traseira é de aço inoxidável 316.

Todos os materiais utilizados na simulação foram escolhidos a partir de uma análise, avaliando o melhor desempenho eletromecânico do transdutor. As massas metálicas sendo de titânio e aço ajudam na dissipação de calor, as cerâmicas de PZT-8 realizam o efeito piezoelétrico com uma ótima eficiência, chegando a ser superior que as demais da família PZT, já a porca que sofre uma grande tensão mecânica, é necessário utilizar um material resistente para evitar possíveis rupturas e garantir o acoplamento efetivo do sistema. O titânio é um bom material para cumprir esse propósito, além de ser amplamente utilizado na área médica devido as suas características de biocompatibilidade. Isso justifica a utilização dessa liga para confeccionar as ponteiras, onde o contato dos tecidos com esse material não causa toxicidade, inflamação, alergia ou resposta inflamatória.

Tabela 1 – Fatores de perda dos materiais.

Material	Fator de Perda (η)
Titânio	$1,50 \times 10^{-3}$
Aço 316	$12,0 \times 10^{-4}$
PZT-8	$4,00 \times 10^{-3}$

Fonte: O autor (2024).

Um parâmetro importante a ser mencionado são os fatores de perda (η) por amortecimento dos materiais. Cada material possui seu fator de perda específico, e o dos materiais utilizados no transdutor são os responsáveis por diminuir a amplitude de vibração quando o dispositivo estiver operando, ao atenuar os deslocamentos da estrutura. Esse tema de amortecimento voltará a ser discutido mais adiante, no decorrer do capítulo. A Tabela 1 apresenta os fatores de perda dos materiais utilizados na simulação, que foram obtidos a partir de uma busca literária [57], [58].

4.2.3 Físicas

Escolhidos os materiais a serem utilizados na simulação, foram definidas as Físicas envolvidas no problema. Para englobar todos os efeitos pertinentes ao funcionamento eletromecânico do transdutor, utilizamos os módulos *Solid Mechanics*, que nos permite analisar os efeitos causados nas partes sólido elásticas do dispositivo, e a de *Electrostatics*, sendo responsável pela criação de um circuito elétrico onde aplicamos uma corrente alternada (AC) nos terminais das cerâmicas para colocar o dispositivo em funcionamento. Vejamos com mais detalhes cada um desses módulos.

4.2.3.1 Solid Mechanics

Essa é uma das físicas essenciais em nossa simulação, que se dedica em analisar o comportamento de uma estrutura sólida ao ser perturbada mecanicamente. A Física de *Solid Mechanics* é baseada na solução de equações de movimento e dinâmica de corpos rígidos para descrever a perturbação do objeto sólido. Por meio dessa Física, é possível obter a descrição de tensões, deslocamentos e deformações causadas no objeto ao ser perturbado [59]. Sendo assim, essa Física se torna essencial em nossa simulação, pois quando o transdutor entra em funcionamento, toda a sua estrutura é perturbada. Adicionada a Física na árvore de trabalho do COMSOL, é necessário indicar ao software quais objetos da geometria possuem estrutura sólida, que no caso são o transdutor e o amplificador mecânico. Na Figura 31 observamos os objetos selecionados na geometria (destacados em azul) a serem estudados pela Física de *Solid Mechanics*.

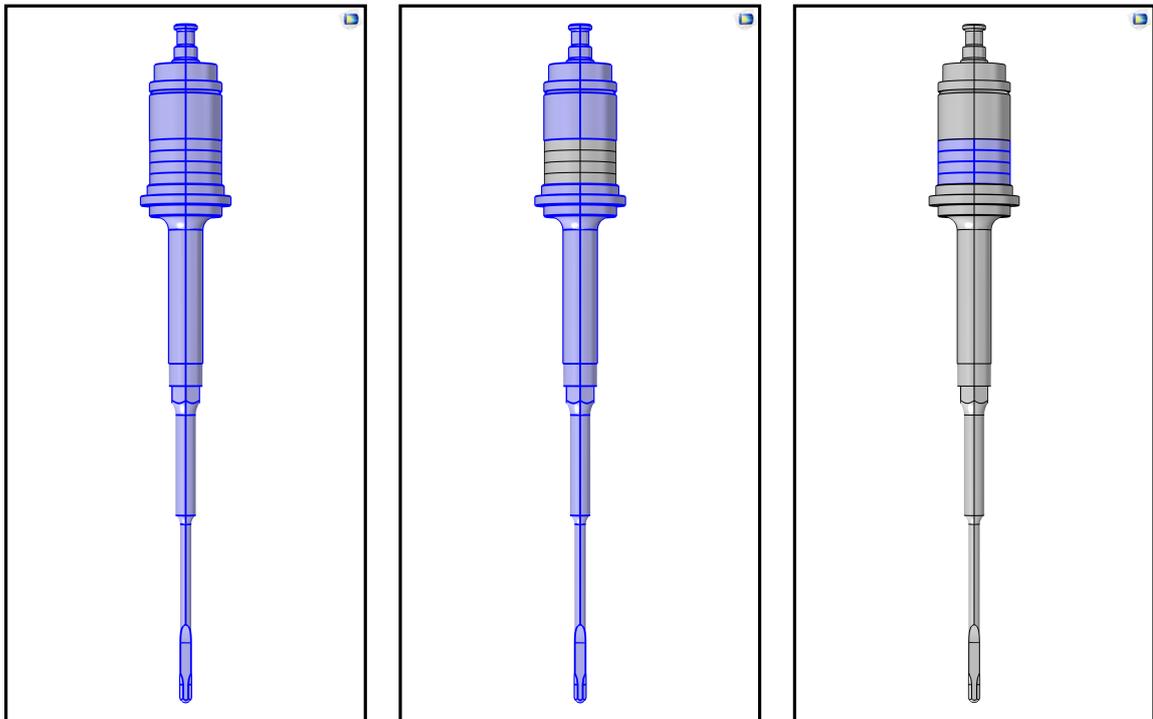
Estamos trabalhando com dois tipos de materiais sólidos: os piezoelétricos, no caso, as cerâmicas PZT-8, e os lineares elásticos, que são todos os demais componentes da geometria do transdutor e ponteiras. Esses materiais ao serem perturbados se comportam de forma diferente, ou seja, cada um tem o seu tipo específico de deformação, deslocamento e tensão. Devido a isso, é preciso indicar ao COMSOL quais são os materiais lineares elásticos e os piezoelétricos. A Física de *Solid Mechanics* conta com alguns nós já predefinidos, e dentre eles temos o *Linear Elastic Material*, que se dedica em analisar os materiais lineares elásticos. Já para descrever o comportamento dos materiais piezoelétricos, é preciso criar o nó *Piezoelectric Material*, e assim o software irá analisá-lo de forma adequada durante a simulação. Na Figura 28(a) temos a distribuição geral da *Solid Mechanics*, na 28(b) a seleção dos materiais lineares elásticos, e na 28(c) é destacado o material piezoelétrico.

Figura 28 – Domínio da *Solid Mechanics* na geometria.

(a) Domínio da *Solid Mechanics*.

(b) Material linear elástico.

(c) Material piezoelétrico.



Fonte: O autor (2024).

4.2.3.2 Electrostatics

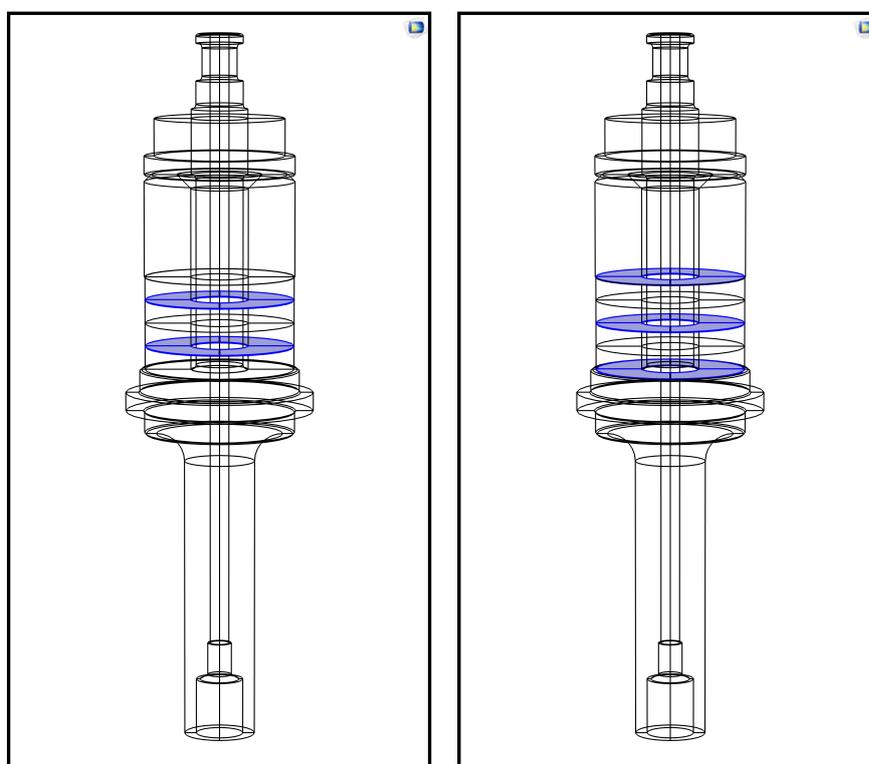
O transdutor é colocado em funcionamento quando aplicamos um sinal elétrico nos terminais das cerâmicas piezoelétricas, fazendo com que elas sejam induzidas a realizarem o efeito piezoelétrico, transformando energia elétrica em energia mecânica (ondas sonoras). A Física de *Electrostatics* é usada para calcular campos elétricos, campos de deslocamento elétrico e as distribuições de potencial, resolvendo a Lei de Gauss para o campo elétrico em que o potencial elétrico é adotado como variável dependente [59]. Para que as cerâmicas sejam submetidas ao campo elétrico, é necessário criar um circuito elétrico no transdutor.

Este circuito é criado utilizando dois nós disponibilizados pela *Electrostatics*, que são o *Terminal*, onde aplicamos a diferença de potencial (DDP) nos terminais das cerâmicas, e o *Ground*, que utilizamos para fazer a ligação em Terra e evitar possíveis choques quando o transdutor estiver operando, assim como em um experimento real. Além disso, inicialmente aplicamos a voltagem de 1 V para comprovarmos que o funcionamento do transdutor e, posteriormente, fizemos novos testes aplicando a voltagem de acordo com a que foi utilizada no experimento real para validar o dispositivo. A Figura 29(a) apresenta os terminais das cerâmicas, já a 29(b) os *Grounds*, ou seja, a ligação em Terra (ambos destacados em azul).

Figura 29 – Circuito elétrico do transdutor criado na Física de *Electrostatics*.

(a) Terminal.

(b) Terra.



Fonte: O autor (2024).

4.2.3.3 Damping

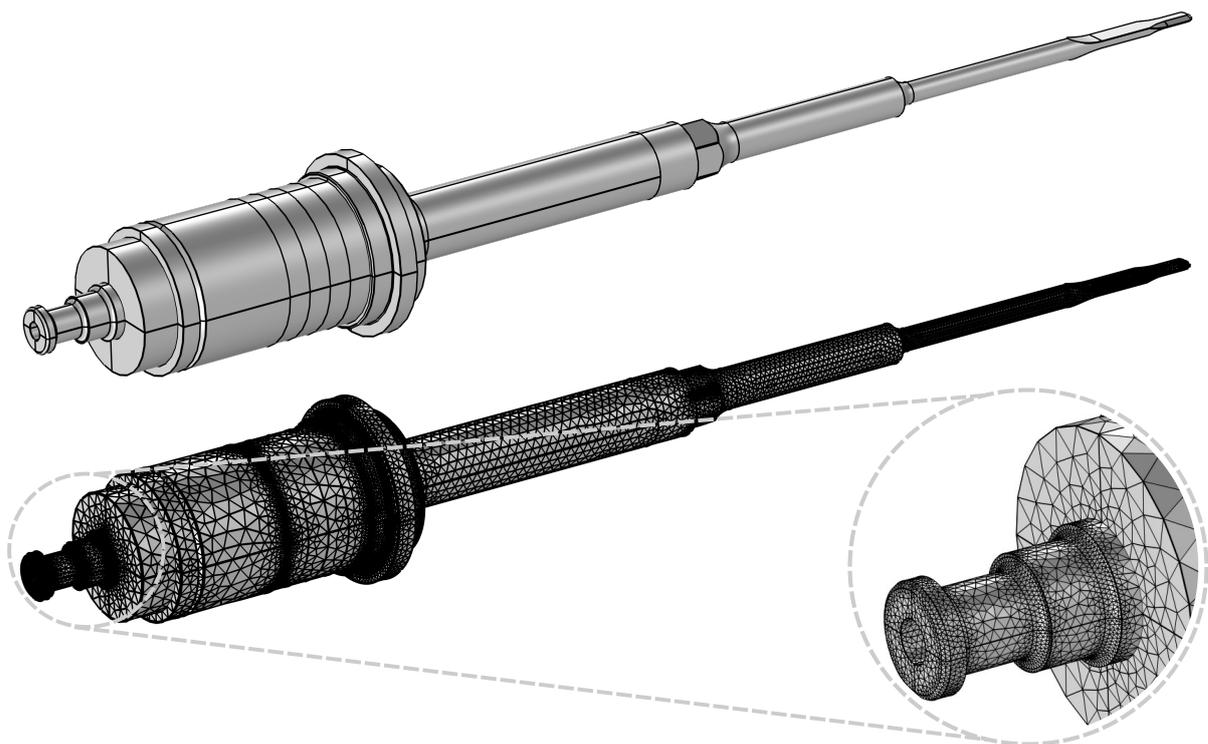
O amortecimento de um sistema dinâmico refere-se a conversão de energia mecânica em energia térmica, ou seja, a energia mecânica é dissipada em calor. A perda de energia mecânica de um sistema vibrante causada devido ao amortecimento provoca a diminuição da amplitude dos deslocamentos vibracionais. No processo de modelagem da respectiva simulação, o amortecimento do transdutor é dado pelo sub-nó *Damping* que é adicionado dentro da Física de *Solid Mechanics*. O *Damping* está relacionado aos fatores de perda (η), também conhecidos como fatores de amortecimento, que cada material possui, devido a serem esses fatores os responsáveis por diminuir a amplitude de vibração quando o dispositivo estiver operando, ao atenuar as vibrações da estrutura.

Estamos trabalhando com 3 materiais: titânio, aço e PZT-8. Como discutido anteriormente, o titânio e o aço são do tipo *Linear Elastic Material*, e o PZT-8 é um *Piezoelectric Material*. Assim, foi criado um sub-nó *Damping* para cada material utilizado na simulação nos respectivos nós que eles pertencem, e adicionamos os fatores de perda (citados na Tabela 1 da seção 4.2.2 que trata dos materiais), para que seja possível analisar o amortecimento vibracional que o transdutor está produzindo ao ser colocado em funcionamento. Logo, empregar na simulação os efeitos do amortecimento mecânico torna possível analisarmos a atenuação das vibrações do transdutor. Além disso, adicionar o amortecimento faz a simulação se aproximar ainda mais de um experimento real.

4.2.4 Malha

A discretização da geometria construída na simulação é feita utilizando o nó *Mesh*, disponibilizado pelo COMSOL. Esse nó consiste em dividir a geometria do problema em elementos infinitesimais que assumem uma determinada forma geométrica, e o software utiliza-os para aplicar o Método de Elementos Finitos (MEF). Além de estipular se a capacidade computacional será suficiente e o tempo necessário para a realização da simulação, a discretização do objeto é essencial para a precisão do resultado, uma vez que o tamanho e a quantidade dos elementos são fatores decisivos quando se utiliza o MEF, ou seja, uma maior quantidade de elementos em uma discretização proporciona uma menor taxa de erro nos resultados, o que aumenta a precisão da simulação.

Figura 30 – Discretização da simulação em elementos finitos.



Fonte: O autor (2024).

A malha é a junção de todos os elementos discretizados sobre a geometria. Várias ferramentas estão disponíveis dentro do nó *Mesh* para serem utilizadas na etapa de criação da malha. Tais ferramentas disponibilizam diversas formas, combinações e tamanhos de elementos para a simulação, que podem ser configurados. O usuário pode optar entre usar discretizações já predefinidas pelo software, ou criar sua própria discretização de acordo com sua demanda. As discretizações predefinidas vão de *Extremely Coarse* à *Extremely Fine*, e quanto mais fina a malha for, mais elementos infinitesimais estarão presentes e melhor será a discretização. No entanto, o poder computacional exigido vai aumentando de acordo com o acréscimo desses elementos na malha.

Para a criação das malhas deste trabalho, foi utilizada a ferramenta *Free Tetrahedral*. Esse tipo de malha realiza a discretização da geometria em elementos tetraédricos, com tamanhos variados. Nas regiões complexas da geometria, como as áreas de limites, curvas e divisórias entre objetos, o software cria elementos menores para melhorar a discretização. Já para as regiões simples, com formato geométrico contínuo, são criados elementos maiores. Observamos na Figura 30 a geometria do transdutor acoplado à ponteira de corte ósseo e como tal geometria é discretizada após a malha ser aplicada na simulação. Foi demarcada uma região complexa da geometria para melhor visualizarmos como o software realiza a discretização nesses locais.

Cada ferramenta conta com o guia *Size*, que é onde definimos os parâmetros dos elementos que discretizam a geometria do problema e formam a malha. Em toda a simulação utilizamos a malha *Extra Fine*, que já é predefinida pelo software e realiza uma ótima discretização dos objetos. Em uma escala de qualidade, somente a malha *Extremely Fine* é superior. O motivo de não optarmos pela melhor opção possível é a carga computacional necessária para realizar a simulação com essa qualidade, onde na malha mais fina exige muito poder computacional e tempo para executar a simulação, o que dificulta uma sequência de testes que são essenciais no trabalho.

Quando estamos analisando a propagação de ondas em um meio, a frequência em que a onda se propaga é importante para discretizar a simulação, devido a estar relacionada ao comprimento de onda (λ), que se relaciona com os elementos de discretização. Ou seja, a cada valor de comprimento de onda, temos uma quantidade específica de elementos de malha. O COMSOL define que para obter uma boa convergência nos resultados, o número mínimo de elementos por comprimento de onda são 6. Assim, após realizarmos alguns testes nas simulações, observamos que o tamanho dos elementos de malha por comprimento de onda dados pela *Extra Fine* proporcionam resultados precisos e uma boa convergência para a simulação, onde após realizar a comparação entre os resultados numéricos com os do experimento real, a margem de erro obtida apresentou um percentual adequado.

4.2.5 Estudo

A definição do estudo que será realizado no problema em questão é a última etapa antes de iniciar a execução das simulações, e é feita no nó *Study*, sendo utilizados os estudos *Frequency Domain* e *Eigenfrequency*. Estamos interessados em determinar a frequência de ressonância do transdutor e, por meio desses dois estudos, cumprimos esse propósito. O *Frequency Domain* se dedica em calcular a resposta de um sistema submetido a uma excitação harmônica. O circuito elétrico criado na física de *Electrostatics* faz com que sinais elétricos sejam enviados para os terminais das cerâmicas piezoelétricas em um determinado intervalo de frequências, sendo esse intervalo configurado utilizando o comando *Range*.

A frequência de ressonância almejada para o dispositivo é 35 kHz. Desse modo, fizemos a análise plotando uma curva de impedância elétrica em um determinado intervalo de frequências que englobasse tanto o 35 kHz, que é o que buscamos, quanto as demais frequências próximas a esse valor, para que, dessa forma, pudéssemos identificar a frequência em que o dispositivo estava ressonando. Como exemplo, um dos intervalos de frequências definido foi de 33 kHz à 37 kHz, em passos de 0,05 kHz. Com isso, esse comando foi utilizado no seguinte formato: `range(33,0.05,37)`. Analisando a expressão que esse comando assume, concluímos que o software através do circuito elétrico montado na simulação irá enviar um sinal elétrico para os terminais das cerâmicas do transdutor em saltos de 0,05 kHz, tendo início em 33 kHz e finalizando em 37 kHz. Logo, a cada 0,05 kHz temos um valor de frequência disponível para ser analisado.

Cada estrutura possui a sua frequência natural de vibração, e o *Eigenfrequency* realiza o estudo dessas frequências. Supondo que uma determinada estrutura possua a frequência natural de 25 kHz, se essa estrutura for perturbada, por exemplo, por uma onda sonora de ultrassom com frequência de 25 kHz, todas as moléculas que a constituem irão vibrar no valor de tal frequência, fazendo com que a estrutura seja deformada em seu próprio modo específico. O termo frequência natural de vibração também é conhecido como frequência de ressonância, e quando toda a estrutura está vibrando em sua respectiva frequência natural, dizemos que a mesma está em ressonância. As ponteiras de corte ósseo e raspagem óssea são as estruturas em questão a serem analisadas pelo *Eigenfrequency*. Naturalmente, a frequência de ressonância que as ponteiras devem assumir é de 35 kHz, para que estejam em harmonia com o transdutor.

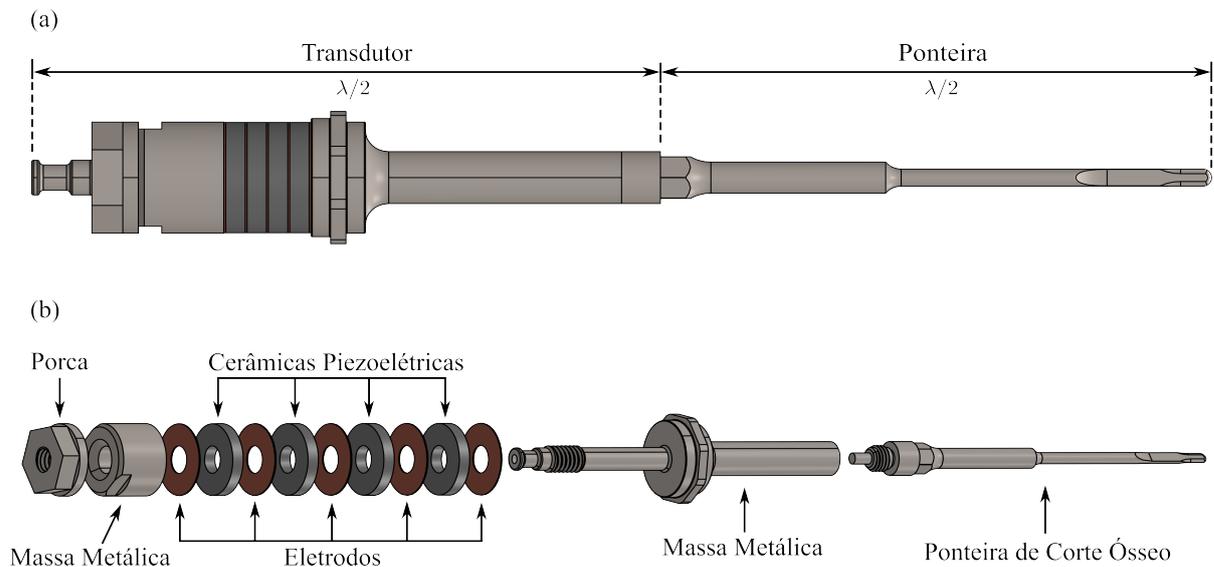
Nossas simulações foram realizadas com os efeitos de amortecimento mecânico para que as perdas eletromecânicas fossem consideradas, fazendo com que a simulação se aproximasse ainda mais do experimento real, sendo analisado a atenuação do comportamento vibracional do dispositivo à partir da inserção dos fatores de perda dos materiais. Com o dispositivo (transdutor + ponteira) operando na faixa de 35 kHz, é necessário caracterizá-lo e, assim, iniciamos uma nova etapa de análises. Desse modo, vamos compreender adiante como é realizada a construção e caracterização do equipamento ultrassônico.

5

Construção e Caracterização

A construção e caracterização do dispositivo é necessária para comprovarmos na prática que o sistema ultrassônico analisado está funcionando corretamente. No entanto, antes de construir o transdutor e acoplá-lo às ponteiras, é essencial que seja feita a etapa de simulações numéricas. Esses dispositivos não são construídos na tentativa e erro, e para que a construção seja efetuada de forma eficaz, o primeiro passo é realizar a modelagem numérica e achar a geometria e dimensões específicas para cada frequência de ressonância necessária na aplicação em questão. Uma vez que o dispositivo esteja ressonando de acordo com o que foi projetado, o próximo passo é encaminhá-lo com todas as respectivas medidas para o processo de usinagem.

Figura 31 – Desenho do transdutor acoplado à ponteira de corte ósseo (a) e sua vista explodida (b).

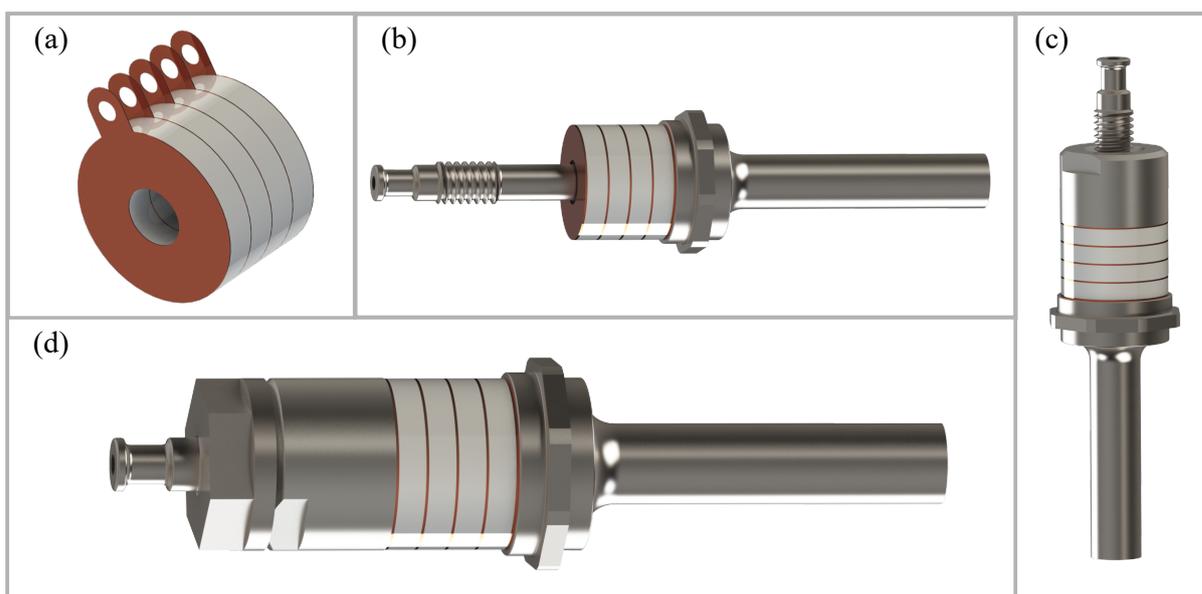


Fonte: O autor (2024).

Devido ao processo de construção do dispositivo ser idêntico para as duas ponteiras, vamos utilizar como exemplo o transdutor e a ponteira de raspagem óssea para detalhar essa etapa. Na Figura 31a, observamos o transdutor acoplado à ponteira de corte ósseo. Notamos que, tanto o transdutor, quanto a ponteira possuem comprimento igual à $\lambda/2$. Já na Figura 31b, podemos visualizar em detalhes todos os componentes que constituem a caneta ultrassônica. Assim, são essas as peças necessárias para realizar a montagem, de modo que, se acoplados corretamente, temos um equipamento apto para realizar a aplicação em questão.

A montagem é realizada alinhando e empilhando as cerâmicas piezoelétricas de PZT-8, sempre alternando o sentido de polarização para possibilitar a ligação em paralelo do circuito elétrico. Entre as cerâmicas e as massas metálicas são colocados eletrodos feitos de cobre, como mostra a Figura 32a. São neles que realizamos a ligação do circuito elétrico para aplicar a tensão elétrica e colocar o transdutor em funcionamento. O motivo de se utilizar eletrodos para fazer a ligação do circuito e não ligá-lo diretamente nas cerâmicas é que isso não permitiria o contato efetivo das superfícies de tais componentes, comprometendo o acoplamento efetivo da estrutura como um todo. As cerâmicas são construídas com dimensões específicas e em formato de anel, já os eletrodos podem ser usinados com maior liberdade em seu formato geométrico, e assim, é criada uma haste específica para a ligação do circuito. Tanto as cerâmicas quanto os eletrodos são sanduichados por duas massas metálicas (Figuras 32b e 32c), onde em nosso estudo, a dianteira é feita de titânio, e a massa traseira de aço inoxidável 316.

Figura 32 – Processo de montagem do transdutor.



Fonte: O autor (2024).

Para realizar o acoplamento de todos os componentes do dispositivo não é utilizado nenhum tipo de solda ou adesivos, pois isso poderia causar interferência no desempenho do transdutor, como discutido anteriormente. Desse modo, a única forma de manter os componentes do transdutor em acoplamento efetivo é por meio de pressão. Assim, foi utilizada uma porca (Figura 32d), também feita de titânio, para realizar o pré-tensionamento do dispositivo, sendo aplicada uma pressão adequada para garantir a integridade do sistema e possibilitar que atue em alta performance. Além disso, a pré-tensão também é importante para evitar possíveis fraturas no transdutor, principalmente nas cerâmicas que são os componentes mais frágeis. Na Figura 32d observamos o transdutor montado.

Figura 33 – Esquema de acoplamento por roscagem.

Fonte: O autor (2024).

A união do transdutor com as ponteiros é realizada por meio de roscagem. Logo, na ponta da massa dianteira existe uma rosca interna e, na parte traseira das ponteiros, foi feito um acabamento em roscagem externa para possibilitar o acoplamento de maneira prática e segura, sendo possível substituir as ponteiros com facilidade e agilidade, de acordo com as necessidades do procedimento cirúrgico. Podemos observar esse sistema de roscagem na Figura 33.

Figura 34 – Transdutor e ponteiros construídas pela empresa ARTIS.

Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

Um vez montado o equipamento (transdutor + ponteira) a caneta é revestida (Figura 35) proporcionando segurança e proteção ao paciente e cirurgião durante a intervenção cirúrgica. Nas ponteiras foi utilizada uma capa de silicone para proteger os tecidos adjacentes e conduzir a irrigação do soro fisiológico até a ponta ativa da ponteira, com a finalidade de refrigerar a área que está em contato com os tecidos. Assim, uma vez finalizada a modelagem numérica e a construção dos transdutores, é necessário caracterizá-los para compreendermos se está em concordância com o que foi projetado.

Figura 35 – Revestimento da caneta ultrassônica.



Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

Essa caracterização é realizada a partir da análise de algumas grandezas físicas, como a curva de impedância elétrica, o deslocamento e a tensão mecânica geradas pelo dispositivo durante seu funcionamento. Esses parâmetros serão analisados tanto nas simulações quanto no experimento real. Como o COMSOL possui uma interface amigável, todas essas grandezas podem ser plotadas e analisadas de maneira prática e eficaz, assim como no experimento real, a partir dos equipamentos específicos para tal propósito. Desse modo, através dessa comparação de resultados, podemos validar nosso trabalho e demonstrar que o transdutor está atuando de acordo com o que foi projetado.

Para validar o trabalho, a primeira grandeza física a ser analisada é a curva de impedância elétrica, sendo por meio dela que identificamos se o dispositivo está atuando na frequência de ressonância desejada. De maneira prática, podemos plotar essa curva no COMSOL. No entanto, não é possível plotar essa grandeza diretamente, mas podemos analisar o módulo do inverso da admitância, que nos proporciona a impedância. O software também permite importar os dados da impedância elétrica obtida no experimento real, e assim, fazemos a comparação entre as duas curvas em um único gráfico, sendo possível analisar a margem de erro com praticidade.

O deslocamento mecânico e a tensão mecânica também são grandezas físicas essenciais a serem analisadas em nosso estudo a cargo de validação dos resultados. Uma vez plotadas, podemos analisar com alta fidelidade a distribuição de deslocamentos do transdutor, como também as regiões que mais sofrem tensões no momento em que o dispositivo está atuando, sendo desgastadas por fadiga mecânica de acordo com o uso do equipamento. Desse modo, no próximo capítulo serão apresentados os resultados das simulações realizadas, como também a comparação com o experimento real, e as respectivas análises e discussões referentes a validação do trabalho.

6

Resultados e Discussões

Nesse trabalho, realizamos a modelagem numérica de um transdutor de Langevin desenvolvido pela empresa ARTIS Tecnologia, onde nosso objetivo inicial foi reproduzir o transdutor e observar a frequência de ressonância que o dispositivo estava atuando. A próxima etapa foi desenvolver duas novas ponteiras, uma de corte ósseo e outra de raspagem óssea, para aplicação em contextos cirúrgicos de ortopedia. As ponteiras foram desenvolvidas para fazer com que todo o sistema ultrassônico opere com frequência de ressonância na faixa de 35 kHz. A modelagem numérica foi realizada utilizando o método de elementos finitos (MEF) através do software comercial COMSOL Multiphysics®.

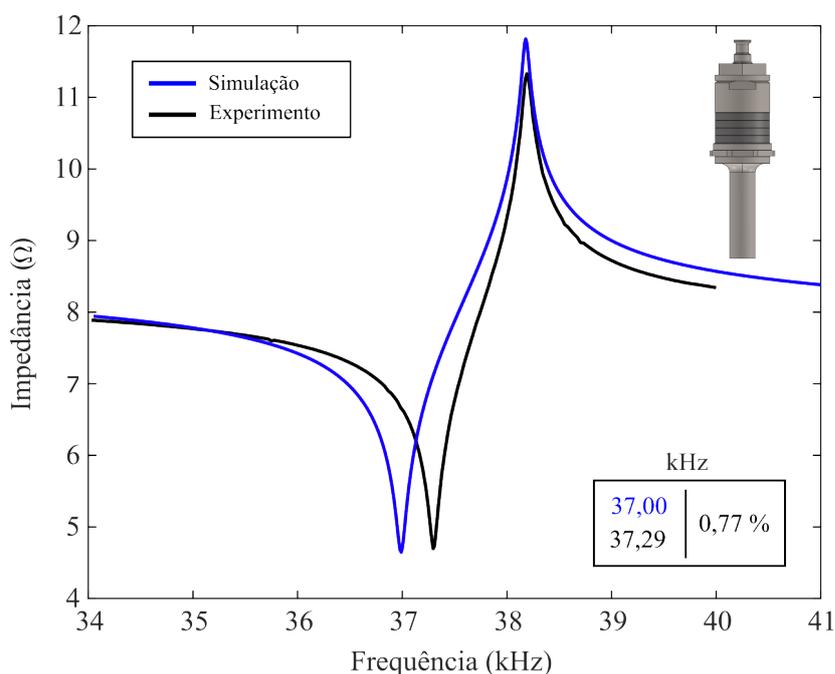
Uma vez finalizada a etapa de modelagem numérica, é necessário caracterizar o dispositivo. Essa caracterização é feita através da análise de algumas grandezas físicas, como a impedância elétrica, o deslocamento mecânico e a tensão mecânica, visando comprovar que o dispositivo está funcionando com a finalidade a qual foi modelado. Logo, essas são as grandezas físicas que foram analisadas e medidas para demonstrar que o equipamento ultrassônico está na frequência almejada, tendo o deslocamento acessível para gerar uma intervenção adequada. Desse modo, a partir dos resultados que obtivemos nas simulações, a empresa usinou as ponteiras, acoplou ao transdutor e realizou testes. Assim, a validação desse trabalho foi realizada comparando os resultados obtidos nas simulações com os dados do experimento real fornecidos pela empresa.

6.1 Impedância Elétrica

De acordo com a seção 2.4, impedância elétrica (Z) é a carga resistiva total de um circuito elétrico em corrente alternada (AC), sendo dada pelo acúmulo de duas grandezas físicas: resistência e reatância. A resistência acontece quando algum componente do circuito causa oposição a passagem da corrente elétrica, transformando a energia gasta em calor. A reatância também atua como uma oposição a passagem da corrente elétrica, porém a energia é gasta formando um campo elétrico (em capacitores) ou magnético (em indutores). É válido lembrar que os transdutores possuem dois grupos de ressonância elétrica, conhecidos como frequências de ressonância e anti-ressonância, e é por meio da impedância elétrica que essas frequências são detectadas, devido a relação que a parte imaginária da impedância (reatância) tem com a frequência da corrente elétrica do circuito.

Como discutimos, não é possível plotar a curva de impedância elétrica direta no COMSOL, onde plotamos o módulo do inverso da admitância elétrica, que fornece a impedância. São nas frequências de ressonância e anti-ressonância que o transdutor realiza um maior gasto energético quando está operando, sendo nesses pontos que o dispositivo funciona com o máximo de eficiência. O transdutor pode possuir mais de uma frequência de ressonância e anti-ressonância, mas nem todas elas fazem com que o dispositivo atue de maneira eficaz. Desse modo, vamos analisar primeiramente as curvas de impedância elétrica do transdutor, sem as ponteiras acopladas.

Figura 36 – Curvas de impedância elétrica do transdutor.

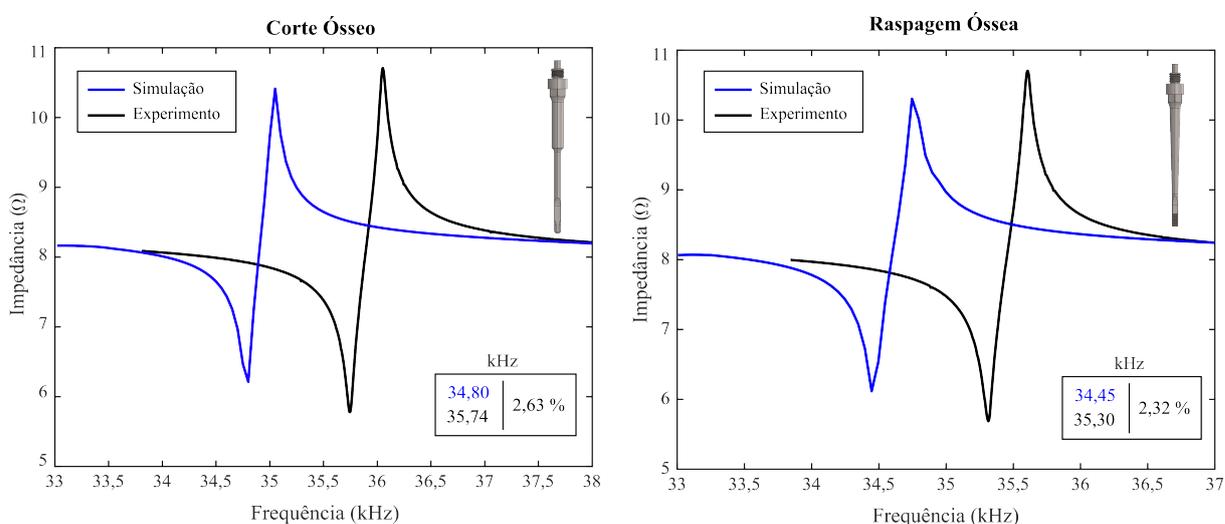


Fonte: O autor (2024).

No experimento real, com o auxílio de um osciloscópio, foi constatado que a frequência de ressonância do transdutor estava em 37,29 kHz, e assim realizamos a simulação no intervalo de 34 kHz à 41 kHz. Efetuada a simulação, notamos que a frequência de ressonância ficou em exatos 37 kHz, e a divergência foi de apenas 0,77 %, sendo um resultado satisfatório, onde até 5 % temos uma margem de erro aceitável. As curvas de impedância elétrica do transdutor podem ser observadas na Figura 36, sendo a curva azul a impedância obtida na simulação, e a curva preta a impedância fornecida pelo experimento real. Como discutimos ao longo desse trabalho, nosso objetivo é ter um sistema ultrassônico operando com frequência em torno de 35 kHz. No entanto, para que o sistema opere na frequência de trabalho, não é obrigatoriamente necessário que cada componente vibre exatamente em tal frequência, mas sim, que o conjunto ressoe na frequência de trabalho estipulada. Assim, como se trata de um dispositivo da empresa, já construído, desenvolvemos as novas ponteiras de tal modo que o sistema passou a ter ressonância próxima de 35 kHz a partir da integração delas ao transdutor.

Na Figura 37, apresentamos as curvas de impedância elétrica do transdutor acoplado as ponteiras de corte ósseo e raspagem óssea. Assim como o transdutor, as curvas em azul representam os resultados da simulação numérica e, as em preto, o experimento real. Analisando as curvas de impedância, notamos que tanto na simulação, quanto no experimento real, os valores da ressonância estão em torno de 35 kHz, isso para ambas as ponteiras. A de corte ósseo foi obtida uma margem de erro de 2,63 %, enquanto que a de raspagem óssea, esse valor passou a ser de 2,32 %. Com isso, concluímos que a simulação está de acordo com o experimento real, e o sistema ultrassônico está atuando na faixa de frequência a qual foi projetado.

Figura 37 – Impedância elétrica do transdutor com as ponteiras de corte ósseo e raspagem óssea.



Fonte: O autor (2024).

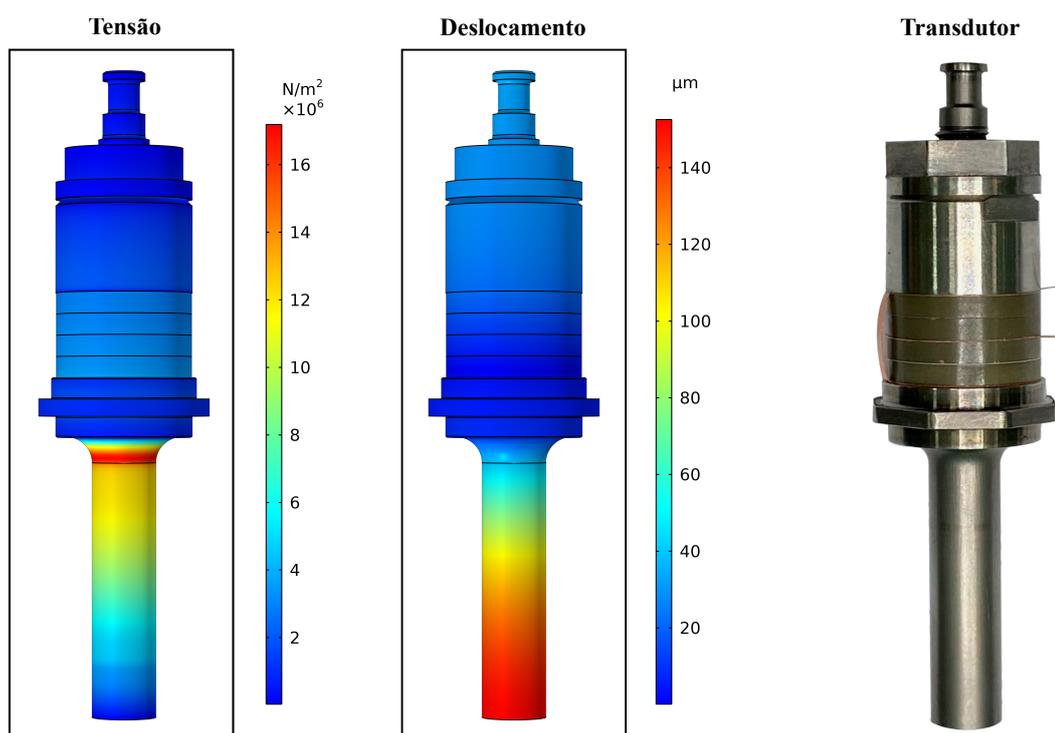
A primeira grandeza a ser avaliada para caracterizar o transdutor é a impedância elétrica, ela vai nos dizer se o dispositivo está ressonando na frequência a qual foi projetado. Agora será avaliado o deslocamento mecânico na ponta do transdutor, e em sequência, na ponta das ponteiras, pois é essa região ativa do equipamento que vai estar em contato com o meio atuando para realizar a aplicação.

6.2 Deslocamento e Tensão Mecânica

Os transdutores de Langevin oscilam gerando altos deslocamentos nas pontas quando estão operando em sua frequência de ressonância. Devido a isso, os deslocamentos mecânicos se tornam um parâmetro importante a ser analisado visando comprovar que o equipamento está funcionando corretamente. Desse modo, é esperado que os transdutores possuam maiores deslocamentos no valor da frequência de ressonância, que é onde se obtêm o máximo de eficiência operacional. Além dos deslocamentos, outra etapa importante no processo de caracterização dos transdutores é a análise dos pontos nodais, que são os pontos onde temos deslocamento nulo na direção de vibração do transdutor.

Devido ao deslocamento ser nulo, são nos pontos nodais que temos os maiores valores de tensão mecânica. Os deslocamentos causados durante o funcionamento do transdutor fazem com que a estrutura do dispositivo sofra tensões mecânicas e seja deformada. A distribuição de esforços produzida pela estrutura para resistir a deformação se opõe a força de tensionamento, e é conhecida como tensão mecânica. Como se trata de força de tensão aplicada em uma área, mais especificamente no corpo do transdutor, adotamos a tensão mecânica von Mises, medida em N/m^2 , para analisar a tensão nas simulações.

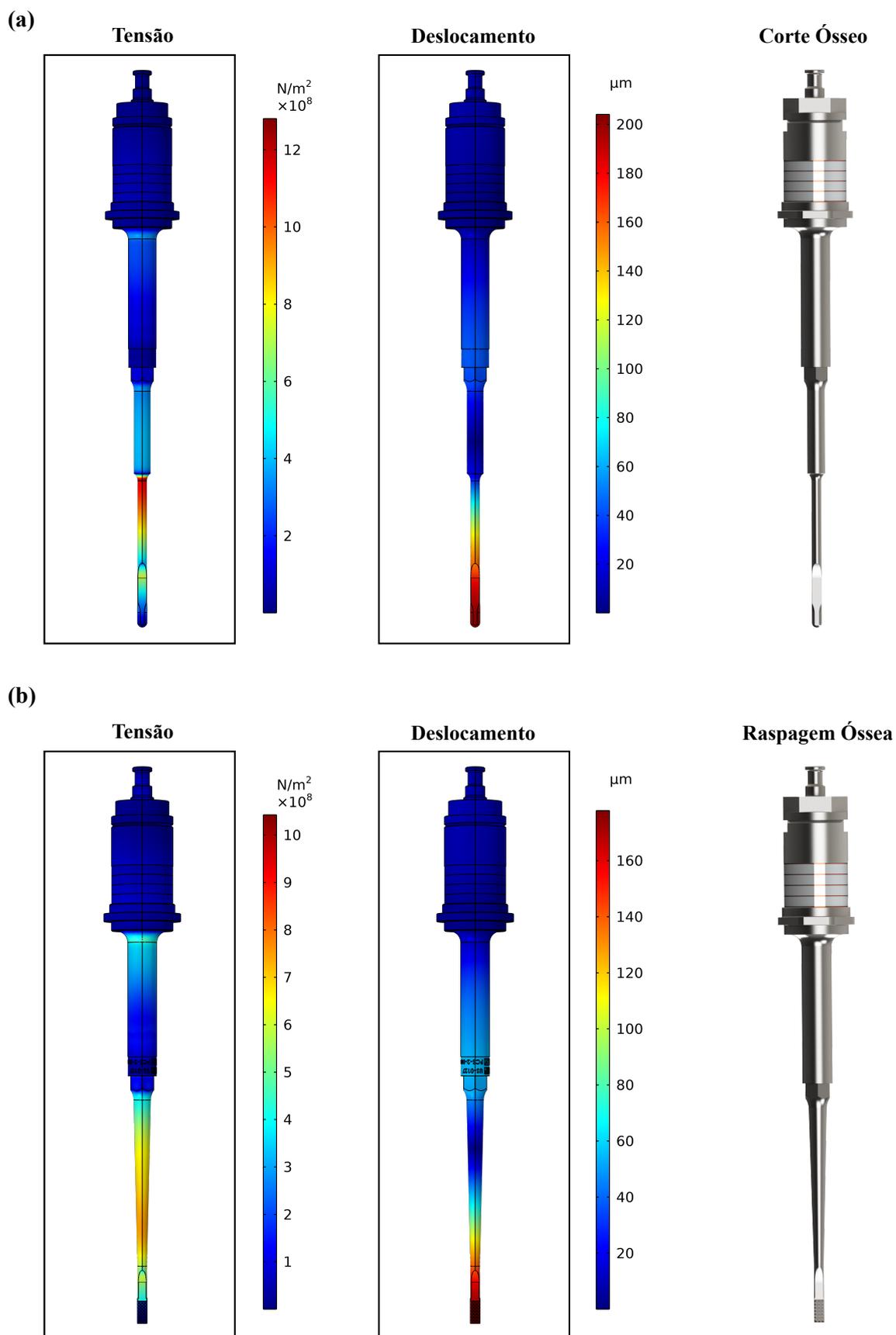
Figura 38 – Tensão e deslocamento do transdutor.



Fonte: O autor (2024).

A distribuição de tensão e deslocamento mecânico ao longo da estrutura do transdutor podem ser observadas nas Figuras 38 e 39. É válido lembrar que os efeitos de amortecimento mecânico estão inclusos nas simulações. Verificamos por meio da distribuição destas quantidades nos modelos numéricos que os maiores valores de tensão mecânica estão localizados nas regiões que menos sofrem deformações. Assim, quando a tensão é máxima o deslocamento é mínimo, e vice versa. Devido a não conseguir se deslocar, é natural que a região possua um alto valor de tensão ao sofrer uma perturbação. Analisando as figuras citadas, a ponta é o local que mais apresenta pontos de tensão e deformação, isso devido a ser a região de atuação do dispositivo. Na Figura 38, notamos que os maiores deslocamentos estão concentrados na ponta do transdutor. Já na Figura 39, essa situação passa a ser nas pontas das ponteiras, por passarem a ser a ponta ativa do equipamento. Em experimentos reais, alguns componentes do transdutor chegam a ser destruídos por não resistirem à fadiga mecânica devido as vibrações do dispositivo.

Figura 39 – Tensão e deslocamento do transdutor acoplado as ponteiros de corte ósseo (a) e raspagem óssea (b).



Fonte: O autor (2024).

Tabela 2 – Percentual de erro dos deslocamentos do equipamento ultrassônico medidos em micrômetros.

Equipamento	Simulação (μm)	Experimento (μm)	Erro (%)
Transdutor	152	150	1,31
Corte ósseo	204	200	1,96
Raspagem óssea	178	180	1,11

Fonte: O autor (2024).

Desse modo, é essencial que sejam utilizados bons materiais para construir o transdutor, e que possuam alta resistência mecânica, como o aço e o titânio, para garantir o bom desempenho do dispositivo e evitar futuros transtornos. Na Tabela 2, apresentamos a validação dos deslocamentos, medidos em micrômetros (μm), através da margem de erro entre a simulação e o experimento real. Na simulação, o valor dos deslocamentos foram determinados analisando a sua distribuição ao longo da geometria e observando o ponto onde seu valor foi máximo. Neste caso, se trata da ponta do equipamento, ou seja, a região ativa. No experimento real, esses deslocamentos foram medidos com o auxílio de um microscópio, sendo capturadas fotografias que permitiram medir o deslocamento através da sombra gerada pela vibração longitudinal da área de atuação do dispositivo sendo formada uma região de sombra devido ao movimento de vai-e-vem da ponta do equipamento. Assim, a análise desses resultados comprovam que o equipamento ultrassônico está funcionando corretamente. Além disso, por os deslocamentos serem muito pequenos, não é possível observá-los a olho nu.

6.3 Resultados Experimentais

O nosso equipamento ultrassônico foi desenvolvido com o intuito de ser utilizado em aplicações cirúrgicas envolvendo a remoção de tumores por corte ósseo e raspagem óssea. Desse modo, após o transdutor ser construído e validado, chega o momento de comprovarmos na prática seu desempenho operacional à partir de testes em laboratório. Como nossa aplicação envolve cirurgias de ortopedia, a eficácia e precisão do SONATUS foi demonstrada realizando testes em vértebras caudais de suínos e bovinos adquiridas em frigoríficos convencionas. Essa é a etapa mais importante do trabalho, pois é nesse estágio que concluímos se o equipamento ultrassônico desenvolvido está atuando de maneira eficaz para o propósito a qual foi projetado. Observando as imagens das Figuras 40 e 41, é evidente a realização do corte ósseo e da raspagem óssea à partir da interação da ponteira como o tecido mineralizado, tanto em ossos de suínos quanto de bovinos. As ponteiros funcionaram com bastante eficiência, mantendo o corte e a raspagem precisas sem danificar a medula óssea. Isso comprova que as canetas ultrassônicas desenvolvidas nesse trabalho estão funcionando corretamente para realizar intervenções cirúrgicas de ortopedia que envolvam a remoção de tumores por corte e raspagem óssea.

Figura 40 – Desempenho do transdutor com as ponteiros de corte e raspagem em ossos de bovinos.



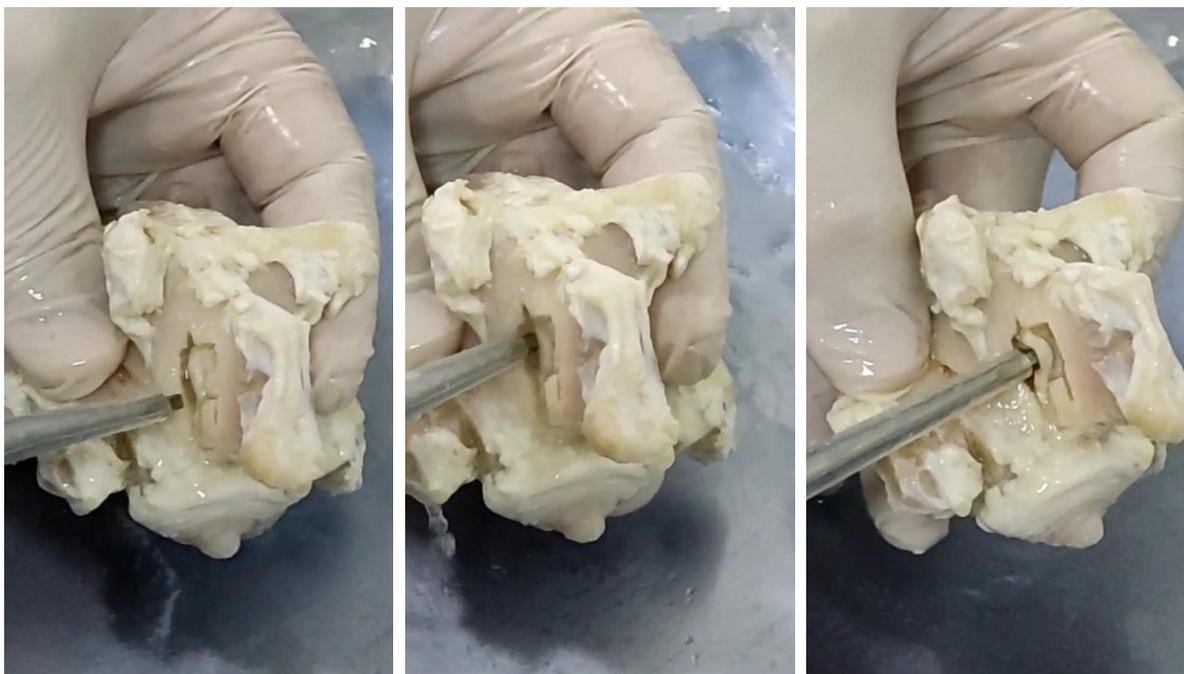
Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

Figura 41 – Desempenho do transdutor com as ponteiros de corte e raspagem em ossos de suínos.

a) Ponteira de corte ósseo.



b) Ponteira de raspagem óssea.

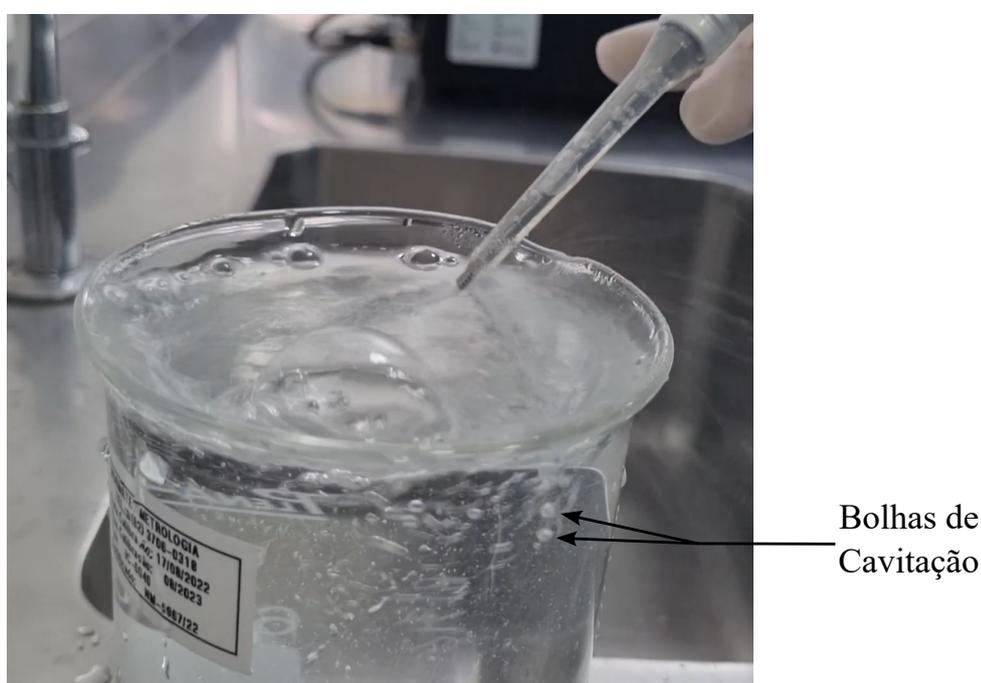


Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

Na região em que as ponteiros estão em contato com o osso, existe a presença de um líquido, trata-se de soro fisiológico. Devido ao transdutor aquecer durante seu funcionamento, esse fluido se torna essencial durante a intervenção, fazendo com que o local seja refrigerado e, conseqüentemente, preservado, mantendo, assim, a integridade dos tecidos moles adjacentes. Além disso, a irrigação desse líquido permite que o processo de cavitação acústica seja realizado.

A cavitação proporciona o surgimento de alguns efeitos interessantes, como micro jatos e ondas de choque, que atuam de maneira positiva na intervenção, promovendo um efeito antibacteriano, sangramento mínimo, auxiliando na eliminação dos tumores e garantido que o procedimento seja bem-sucedido. Ou seja, o corte e a raspagem óssea são conduzidos pela vibração na ponta das ponteiras, sendo essa a principal forma de realizar a remoção de tumores durante o procedimento cirúrgico. No entanto, a cavitação atua de maneira subjacente no tratamento dos tumores, onde os efeitos causados pela implosão das bolhas acabam eliminando as células tumorais. Na Figura 42 podemos observar o transdutor gerando bolhas de cavitação em um meio líquido.

Figura 42 – Geração de cavitação acústica pelo transdutor.



Fonte: ARTIS Tecnologia (2024).

Para colocar o transdutor em funcionamento, é aplicada uma tensão elétrica nos terminais das cerâmicas. No entanto, nem toda a energia elétrica é convertida em movimento de corte ou raspagem, havendo uma parte que acaba sendo dissipada sob a forma de calor, podendo levar ao aparecimento de uma resposta inflamatória nos tecidos moles circundantes, induzindo um aumento do tempo associado a cicatrização tecidual. No entanto, o revestimento do transdutor e das ponteiras proporciona maior segurança, tanto para o profissional que esteja conduzindo a cirurgia, quanto para o paciente submetido a intervenção, evitando que os tecidos adjacentes sofram algum trauma devido ao aquecimento do transdutor. Além disso, como mencionado, o líquido de arrefecimento, ou seja, o soro fisiológico, também atua de maneira positiva, garantido que o equipamento ultrassônico se mantenha em uma temperatura adequada para que o procedimento cirúrgico seja realizado proporcionando um maior conforto.

Desse modo, ambas as ponteiros proporcionam cirurgias minimamente invasivas, atuando somente na região de interesse, permitindo realizar cortes ósseos mais finos e estáveis, como também uma raspagem óssea adequada, tornando as intervenções mais precisas e menos danosas. Portanto, regiões adjacentes, como tecidos moles, nervos e artérias, são preservadas durante a intervenção. Assim, a partir da análise dos resultados obtidos numericamente e experimentalmente, concluímos que o dispositivo ultrassônico projetado está apto para realizar cirurgias que envolvam remoção de tumores por corte ósseo e raspagem óssea de forma precisa e eficaz.

6.4 Limitações e Restrições

Os transdutores de Langevin são dispositivos construídos com peças metálicas e materiais piezoelétricos. Durante o seu funcionamento, todos os componentes que constituem o sistema sofrem desgaste por fadiga mecânica, e isso leva a substituição dos itens que estejam mais desgastados a partir do uso do transdutor ou, até mesmo, a usinagem de um novo dispositivo, caso o desgaste da maioria das peças esteja em estado crítico. Em outras palavras, os transdutores não são dispositivos com durabilidade vitalícia, onde se faz necessária uma manutenção com o decorrer do tempo para que o equipamento funcione com o máximo de eficiência. O aquecimento do transdutor é um fator que causa limitações de uso, gerando desconforto para o cirurgião durante a intervenção cirúrgica. Como mencionado, o revestimento da caneta ultrassônica proporciona proteção para o profissional conduzir o procedimento, mas ainda é possível sentir o aquecimento produzido, limitando o tempo de uso.

A cavitação acústica ocorre de maneira transiente em altas frequências e estável em baixas frequências, que é o caso da cavitação gerada pelos transdutores de Langevin. A estável têm sido considerada terapêutica e até necessária para que alguns procedimentos ocorram, como a eliminação de bactérias e células tumorais. Já a cavitação transiente, por sua vez, pode ser prejudicial pela alteração de pressão e altas temperaturas na região da bolha colapsada, lesando tecidos em formação de radicais livres e hemorragias petequiais [60]. Em nosso estudo, é utilizada a cavitação estável nos procedimentos cirúrgicos, garantindo segurança e evitando possíveis danos que venham a ser causados durante a intervenção.

7

Conclusão

A evolução tecnológica no campo da cirurgia ortopédica vem desempenhando um papel importante no intuito de desenvolver técnicas operatórias minimamente invasivas, concebendo segurança, conforto cirúrgico e menores índices de complicações. Em virtude disso, este trabalho teve como objetivo realizar a análise, melhoria e o desenvolvimento de um sistema ultrassônico voltado para cirurgias que envolvam a remoção de tumores por meio de corte ósseo e raspagem óssea de forma prática e segura.

Em colaboração com a empresa ARTIS Tecnologia, realizamos a análise e melhoria de um transdutor ultrassônico que foi desenvolvido para atuar com frequência de ressonância em torno de 35 kHz, sendo utilizado inicialmente em procedimentos cirúrgicos de aspiração. A colaboração do nosso grupo de pesquisa com a ARTIS deu frutos a criação de duas novas ponteiros que se integram ao transdutor, sendo voltadas para realizar corte ósseo e raspagem óssea. Toda a nossa análise e desenvolvimento das ponteiros foi realizada por meio de simulações numéricas utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF) através do software comercial COMSOL Multiphysics®.

Devido a facilidade de utilizar o aparelho, permitindo efetuar movimentos em todas as direções, chamamos o transdutor acoplado as ponteiros de caneta ultrassônica. Uma vez que a etapa de simulações numéricas foi finalizada, as ponteiros foram fabricadas e suas funcionalidades foram avaliadas utilizando o sistema ultrassônico SONATUS. Realizamos testes em amostras de osso de coluna vertebral suína e bovina para demonstrar sua eficiência em um contexto real. A validação do trabalho foi satisfeita comparando os resultados numéricos com o que foi obtido no experimento real. Com isso, foi observado que os resultados foram satisfatórios, onde os testes em laboratório comprovaram que o sistema ultrassônico está atuando de maneira eficaz para a finalidade a qual foi projetado de forma prática, segura e precisa.

Intervenções cirúrgicas ortopédicas utilizando ultrassom são procedimentos baseados na microvibração de um sistema que atua somente no tecido mineralizado, sanando sua atividade nos tecidos moles adjacentes. A possibilidade de promover um procedimento controlado dos ossos permite obter resultados precisos e menos danosos. Nosso sistema demonstra um elevado potencial para aplicações cirúrgicas de corte e raspagem óssea devido a sua eficácia, rapidez e segurança nos procedimentos. O dispositivo desenvolvido obteve aprovação da Anvisa, podendo ser empregado com sucesso no âmbito cirúrgico.

Referências

- [1] SILVA, J. B. da. **Análise numérica de um transdutor piezolétrico de potência para processamento de termoplásticos têxteis**. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecatrônica) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- [2] TAYRA, V. T. **Desenvolvimento de um transdutor ultrassônico de potência aplicado em perfuração de rochas e usinagem de metais**. 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.
- [3] ATEHORTUA, C. M. G. *et al.* Estudo de quebra de emulsões de água em óleo com petróleo brasileiro usando câmaras ultrassônicas de baixa frequência. **Rio Oil and Gas Expo and Conference**, Instituto Brasileiro de Petróleo e Gás, v. 20, n. 2020, p. 244–245, dez. 2020. Disponível em: <https://bit.ly/3LqCI1L>. Acesso em: 28 out. 2023.
- [4] OLIVEIRA, P. A. *et al.* Ultrasound methods for biodiesel production and analysis. In: BIERNAT, K. (Ed.). **Biofuels**. Rijeka: IntechOpen, 2018. cap. 7, p. 121–141. Disponível em: <https://bit.ly/3zGOK3y>. Acesso em: 05 jan. 2024.
- [5] MODARRES-GHEISARI, S. M. M. *et al.* Ultrasonic nano-emulsification – a review. **Ultrasonics Sonochemistry**, Elsevier BV, v. 52, p. 88–105, apr. 2019. Disponível em: <https://bit.ly/3SashTS>. Acesso em: 05 jan. 2024.
- [6] KUMAR, R.; SINGH, A.; GARG, N. Acoustic cavitation-assisted formulation of solid lipid nanoparticles using different stabilizers. **ACS Omega**, American Chemical Society (ACS), v. 4, n. 8, p. 13360–13370, aug. 2019. Disponível em: <https://bit.ly/3BpdOgQ>. Acesso em: 05 jan. 2024.
- [7] SUN, D. *et al.* Development and application of ultrasonic surgical instruments. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 44, n. 6, p. 462–467, jun. 1997. Disponível em: <https://bit.ly/3cM5vl0>. Acesso em: 02 nov. 2023.
- [8] YASUI, K. **Acoustic cavitation and bubble dynamics**. Cham: Springer International Publishing, 2018. ISBN 9783319682365. Disponível em: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-319-68237-2>. Acesso em: 27 de out. de 2023.
- [9] PAIXÃO, R. H. N. **Abordagem da Piezocirurgia na Medicina Dentária: Revisão Bibliográfica**. Dissertação (Mestrado em Medicina Dentária) — Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2015.
- [10] LESYSHYN, V. **Piezocirurgia : evolução e a sua aplicabilidade em medicina dentária**. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina Dentária) — Instituto Universitário Egas Moniz, Almada, 2020.
- [11] O'DALY, B. J. *et al.* High-power low-frequency ultrasound: A review of tissue dissection and ablation in medicine and surgery. **Journal of Materials Processing Technology**, Elsevier BV, v. 200, n. 1–3, p. 38–58, maio 2008. ISSN 0924-0136. Disponível em: <https://bit.ly/3R0nXaW>. Acesso em: 23 maio 2024.

- [12] FLAMM, E. S. *et al.* Preliminary experience with ultrasonic aspiration in neurosurgery. **Neurosurgery**, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 2, n. 3, p. 240–245, maio 1978. ISSN 1524-4040. Disponível em: <https://bit.ly/45TI54F>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [13] ZOCCHI, M. Ultrasonic liposculpturing. **Aesthetic Plastic Surgery**, Springer Science and Business Media LLC, v. 16, n. 4, p. 287–298, dez. 1992. ISSN 1432-5241. Disponível em: <https://bit.ly/4cUEMwy>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [14] DESINGER, K. *et al.* New application system for laser and ultrasonic therapy in endoscopic surgery. In: ALTSHULER, G. B. *et al.* (Ed.). **Laser Applications in Medicine and Dentistry**. [S.l.]: SPIE, 1996. ISSN 0277-786X.
- [15] SOBBE, A. *et al.* Die ultraschall-auflosung von thromben. **Klinische Wochenschrift**, Springer Science and Business Media LLC, v. 52, n. 23, p. 1117–1121, dez. 1974. ISSN 1432-1440. Disponível em: <https://bit.ly/4cTeHOd>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [16] ULMER, B. C. Ultrasonic surgical aspiration: An expanding method for patient treatment. **AORN Journal**, Wiley, v. 57, n. 4, p. 865–869, abr. 1993. ISSN 1878-0369.
- [17] VERNON, D.; LOBO, B. C.; TING, J. Y. Application of ultrasonic aspirators in rhinology and skull base surgery. **Otolaryngologic Clinics of North America**, Elsevier BV, v. 50, n. 3, p. 607–616, jun. 2017. ISSN 0030-6665.
- [18] INOUE, T.; IKEZAKI, K.; SATO, Y. Ultrasonic surgical system (sonopet®) for microsurgical removal of brain tumors. **Neurological Research**, Informa UK Limited, v. 22, n. 5, p. 490–494, jul. 2000. ISSN 1743-1328. Disponível em: <https://bit.ly/3zHToAM>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [19] INUI, T. *et al.* Method of localized removal of cells using a bolt-clamped Langevin transducer with an ultrasonic horn. **Engineering in Life Sciences**, Wiley, v. 19, n. 8, p. 575–583, jun. 2019. Acesso em: 12 maio 2024.
- [20] FRANZINI, A. *et al.* Piezoelectric surgery for dorsal spine. **World Neurosurgery**, Elsevier BV, v. 114, p. 58–62, jun. 2018. ISSN 1878-8750.
- [21] MATHIESON, A. *et al.* Understanding nonlinear vibration behaviours in high-power ultrasonic surgical devices. **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, The Royal Society, v. 471, n. 2176, p. 20140906, abr. 2015. ISSN 1471-2946.
- [22] LI, J. *et al.* Piezoelectric transducer design for an ultrasonic scalpel with enhanced dexterity for minimally invasive surgical robots. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science**, SAGE Publications, v. 234, n. 7, p. 1271–1285, dez. 2019. ISSN 2041-2983. Disponível em: <https://bit.ly/4fEGPac>. Acesso em: 14 jul. 2024.
- [23] VERCELLOTTI, T.; PODESTÀ, A. Orthodontic microsurgery: a new surgically guided technique for dental movement. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 27 4, p. 325–31, 2007. Disponível em: <https://bit.ly/4fFgKrc>. Acesso em: 14 jul. 2024.

- [24] ZHANG, S. *et al.* Proposal for a novel elliptical ultrasonic aspirator and its fundamental performance in cartilage removal. **Ultrasonics**, Elsevier BV, v. 109, p. 106259, jan. 2021. ISSN 0041-624X. Disponível em: <https://bit.ly/3VcZRMu>. Acesso em: 23 maio 2024.
- [25] GORDON, A. *et al.* An ultrasonic bone cutting tool for the da vinci research kit. In: **2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)**. IEEE, 2018. Disponível em: <https://bit.ly/4aSTJOa>. Acesso em: 06 jun. 2024.
- [26] CLEARY, R. *et al.* Assessment of the performance of a novel power ultrasonic biopsy needle. In: **2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)**. IEEE, 2015. Disponível em: <https://bit.ly/3Vuw7L3>. Acesso em: 06 jun. 2024.
- [27] FERREIRA, B. L. M. *et al.* Repercussões do uso da piezo eletricidade nas cirurgias odontológicas. **e-cientia**, 2022. ISSN 1984-7688. Disponível em: <https://bit.ly/3TWzc5S>. Acesso em: 29 mar. 2024.
- [28] ROBIONY, M. *et al.* Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (sarme) under local anaesthesia. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Elsevier BV, v. 36, n. 3, p. 267–269, mar. 2007. ISSN 0901-5027.
- [29] PAN, Z.; LUCAS, M.; GANILOVA, O. Study of an ultrasonic bone cutting blade for orthopaedic surgery. In: **2012 IEEE International Ultrasonics Symposium**. IEEE, 2012. Disponível em: <https://bit.ly/45hgv0P>. Acesso em: 06 jun. 2024.
- [30] GALLEGO-JUAREZ, J. A. Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, IOP Publishing, v. 22, n. 10, p. 804–816, oct. 1989. Disponível em: <https://bit.ly/37OpcXd>. Acesso em: 27 abr. 2024.
- [31] ONSCALE. **A history of the piezoelectric effect**. Califórnia, EUA: Onscale, 2022.
- [32] PEREIRA, A. H. A. **Cerâmicas piezoelétricas: funcionamento e propriedades**. São Carlos: ATCP Engenharia Física, 2010.
- [33] SHENZHEN, L. **Piezoelectric materials**. Guangdong, China: Shenzhen Longzhichuang Co., Ltd., 2020.
- [34] ZHANG, Q.; ZHAO, J. Electromechanical properties of lead zirconate titanate piezoceramics under the influence of mechanical stresses. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 46, n. 6, p. 1518–1526, nov. 1999. ISSN 0885-3010. Disponível em: <https://bit.ly/3X0VeWW>. Acesso em: 14 jul. 2024.
- [35] MATUDA, M. Y. **Modelagem de transdutores piezelétricos de potência**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- [36] LIN, S.; ZHANG, F. Measurement of ultrasonic power and electro-acoustic efficiency of high power transducers. **Ultrasonics**, Elsevier BV, v. 37, n. 8, p. 549–554, jan. 2000. ISSN 0041-624X. Disponível em: <https://bit.ly/3yKeLkP>. Acesso em: 14 jul. 2024.
- [37] YAN, Z. *et al.* The considerations and guides of the wattmeter method for measuring output acoustical power of langevin-type transducers — i: theory. **Ultrasonics**, Elsevier BV, v. 35, n. 7, p. 533–541, nov. 1997. ISSN 0041-624X. Disponível em: <https://bit.ly/46RgaTp>. Acesso em: 14 jul. 2024.

- [38] MORETTI, T. B. **Desenvolvimento e caracterização do transdutor piezométrico de potência e da pinça laparoscópica para o projeto do bisturi ultrassônico nacional**. 2014. Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais) — Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2014.
- [39] SANTOS, M. H. G. d. **Desenvolvimento de transdutores piezométricos de ultrassom para formação de imagens**. Dissertação (Mestrado em Engenharia) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.
- [40] PARRINI, L. Design of advanced ultrasonic transducers for welding devices. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 48, n. 6, p. 1632–1639, nov. 2001. Disponível em: <https://bit.ly/3zGOqlm>. Acesso em: 23 maio 2024.
- [41] PINGRET, D.; FABIANO-TIXIER, A.; CHEMAT, F. 4.19 - accelerated methods for sample preparation in food. In: PAWLISZYN, J. (Ed.). **Comprehensive sampling and sample preparation**. Oxford: Elsevier, 2012. p. 441–455. ISBN 978-0-12-381374-9. Disponível em: <https://bit.ly/3qiUFWY>. Acesso em: 23 maio 2024.
- [42] FITZPATRICK, A.; SINGHVI, A.; ARBABIAN, A. An airborne sonar system for underwater remote sensing and imaging. **IEEE Access**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 8, p. 189945–189959, 2020. Disponível em: <https://bit.ly/3zhzwRh>. Acesso em: 23 maio 2024.
- [43] LEGG, M. *et al.* Acoustic methods for biofouling control: a review. **Ocean Engineering**, Elsevier BV, v. 103, p. 237–247, jul. 2015. Disponível em: <https://bit.ly/3zQTNPj>. Acesso em: 23 maio 2024.
- [44] SCHULZ, C. H.; KIESER, B. Understanding the value of cleaning-gains from the use of ultrasonic cleaning of large industrial equipment. In: HEAT EXCHANGER FOULING AND CLEANING, 13., 2019, Warsaw. **Proceedings [...]**. Poland: Heat Transfer Research, Inc., 2019. p. 2–7.
- [45] KELMAN, C. D. Phaco-emulsification and aspiration. **American Journal of Ophthalmology**, Elsevier BV, v. 191, p. xxx–xl, jul. 2018. ISSN 0002-9394. Disponível em: <https://bit.ly/3Lf4aRG>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [46] HOIGNE, D. J. *et al.* Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. **BMC Musculoskeletal Disorders**, Springer Science and Business Media LLC, v. 7, n. 1, abr. 2006. ISSN 1471-2474. Disponível em: <https://bit.ly/3WdVNvR>. Acesso em: 08 jul. 2024.
- [47] SILVA, A. M. da C. **Cavitação em Hélices Marítimas**. 2019. Monografia (Bacharelado em Engenharia Mecânica) — Centro Universitário Anhanguera, Niterói, 2019.
- [48] RONCHI, R. P. **Avaliação da eficiência do ultrassom no processo de separação de fases em água produzida e em emulsões sintéticas do tipo O/A**. 2014. Dissertação (Mestrado em Energia) — Universidade Federal do Espírito Santo, São Mateus, 2014.
- [49] YUSOF, N. S. M. *et al.* Physical and chemical effects of acoustic cavitation in selected ultrasonic cleaning applications. **Ultrasonics Sonochemistry**, v. 29, p. 568–576,

2016. ISSN 1350-4177. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350417715001856>. Acesso em: 24 maio 2024.

[50] ROOZE, J. *et al.* Dissolved gas and ultrasonic cavitation – a review. **Ultrasonics Sonochemistry**, v. 20, n. 1, p. 1–11, 2013. ISSN 1350-4177. Disponível em: <https://bit.ly/3MCGaGC>. Acesso em: 24 maio 2024.

[51] LIAO, A.-H. Ultrasound in biomedical engineering: ultrasound microbubble contrast agents promote transdermal permeation of drugs. **Journal of Medical Ultrasound**, v. 24, n. 3, p. 86–88, 2016. ISSN 0929-6441. Disponível em: <https://bit.ly/39hWCO8>. Acesso em: 24 maio 2024.

[52] LI, J. *et al.* An enhanced hemostatic ultrasonic scalpel based on the longitudinal-torsional vibration mode. **IEEE Access**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 9, p. 10951–10961, 2021. ISSN 2169-3536. Disponível em: <https://bit.ly/3yt9IFv>. Acesso em: 14 jul. 2024.

[53] ONEN, M. R. *et al.* The reliability of the ultrasonic bone scalpel in cervical spondylotic myelopathy: A comparative study of 46 patients. **World Neurosurgery**, Elsevier BV, v. 84, n. 6, p. 1962–1967, dez. 2015. ISSN 1878-8750. Disponível em: <https://bit.ly/3SGxqF4>. Acesso em: 14 jul. 2024.

[54] ARAKJI, H.; SHOKRY, M.; ABOELSAAD, N. Comparison of piezosurgery and conventional rotary instruments for removal of impacted mandibular third molars: A randomized controlled clinical and radiographic trial. **International Journal of Dentistry**, Hindawi Limited, v. 2016, p. 1–7, 2016. ISSN 1687-8736. Disponível em: <https://bit.ly/3RLLpJl>. Acesso em: 01 jul. 2024.

[55] ALY, L. A. A. Piezoelectric surgery: Applications in oral & maxillofacial surgery. **Future Dental Journal**, Future University in Egypt, v. 4, n. 2, p. 105–111, dez. 2018. ISSN 2314-7180. Disponível em: <https://bit.ly/45LMQx4>. Acesso em: 01 jul. 2024.

[56] CONSOLARO, M. F. M.-O.; ANA, E. S.; NETO, G. M. Cirurgia piezométrica ou piezocirurgia em odontologia: o sonho de todo cirurgião. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, FapUNIFESP (SciELO), v. 12, n. 6, p. 17–20, dez. 2007. ISSN 1415-5419. Disponível em: <https://bit.ly/4eMvswo>. Acesso em: 01 jul. 2024.

[57] AZO. **Azo Materials**. 2001. Disponível em: <https://bit.ly/4f0bzlo>. Acesso em: 12 jul. 2024.

[58] BORODINAS, S. *et al.* Design optimization of double ring rotary type ultrasonic motor. **Sensors and Actuators A: Physical**, Elsevier BV, v. 293, p. 160–166, jul. 2019. ISSN 0924-4247. Disponível em: <https://bit.ly/3L3NbBM>. Acesso em: 27 jun. 2024.

[59] COMSOL. **COMSOL Multiphysics reference manual**. 6.2. ed. Stockholm, Sweden: COMSOL AB, 2023.

[60] DIONISIO, V. C. **O efeito do ultra-som terapêutico na vascularização pós lesão muscular experimental em coelhos**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) — Universidade de Sao Paulo, Ribeirão Preto, 1998.